

Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava

Fakulta elektrotechniky a informatiky

Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Snímač dechové frekvence – laboratorní úloha

Breath Sensor - Laboratory Task

Zadání bakalářské práce

Student:

Dominik Jiřík

Studijní program:

B2649 Elektrotechnika

Studijní obor:

3901R039 Biomedicínský technik

Téma:

Snímač dechové frekvence - laboratorní úloha
Breath Sensor - Laboratory Task

Jazyk vypracování:

čeština

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s principy měření dechové frekvence.
2. Seznámení se s principem činnosti senzoru ADI - Respiratory Belt Transducer.
3. Návrh a realizace senzoru pro měření dechové frekvence.
4. Realizace laboratorní úlohy pro konstrukci a měření na senzoru a porovnání vlastností s komerčním produktem.
5. Vyhodnocení výsledků a měření.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] PENHAKER, Marek. *Snímače a senzory v biomedicině*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3104-6.
- [2] SPIŠAK, Jan, Martin IMRAMOVSKÝ a Marek PENHAKER. *Snímače a senzory v biomedicině*. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2007. ISBN 978-80-248-1607-4.
- [3] JANATA, Jiří and Robert J. HUBER.(eds.) *Solid State Chemical Sensors*. Orlando: Academic Press, Inc.1985. ISBN 978-0-12-380210-1. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-380210-1.X5001-9>.
- [4] BRONZINO, Joseph D, ed. *The biomedical engineering handbook*. Boca Raton: CRC Press, c1995. ISBN 0-8493-8346-3.
- [5] WEBSTER, John G, ed. *Medical instrumentation: application and design*. 3rd ed. Hoboken: Wiley, c1998. ISBN 0-471-15368-0.
- [6] PEREZ, Reinaldo. *Design of medical electronic devices*. San Diego: Academic Press, c2002. ISBN 0-12-550711-9.
- [7] CARR, Joseph J a John Michael BROWN. *Introduction to biomedical equipment technology*. 4th ed. Upper Saddle River: Prentice Hall, c2001. ISBN 0-13-010492-2.
- [8] DYRO, Joseph F, ed. *Clinical engineering handbook*. Burlington: Elsevier/Academic Press, c2004. ISBN 0-12-226570-X.
- [9] FRADEN, Jacob. *Handbook of modern sensors: physics, designs, and applications*. 4th ed. New York: Springer, c2010. ISBN 978-1-4419-6465-6.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **doc. Ing. Marek Penhaker, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2018

Datum odevzdání: 30.04.2019



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry




prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

V Ostravě dne: 30. dubna 2019


.....
podpis studenta

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce panu profesorovi Ing. Markovi Penhakerovi, Ph.D za cenné rady, věcné připomínky a vstřícné a trpělivé konzultace při vytváření této bakalářské práce. Dále bych rád poděkoval babičce za cennou pomoc s šitím.

Abstrakt

Tato bakalářská práce pojednává o snímači dechové frekvence. Teoreticky jsou zde rozebrány informace o dýchání, možnostech měření dechové frekvence, o senzorech a jakými senzory lze měřit dechovou frekvenci. Praktická část pojednává o konstrukčním prostudování činnosti senzoru ADI-MLT1132, navrhnutí vlastní konstrukce senzoru a poté následné konstrukční vylepšení. Zabývá se i tvorbou laboratorní úlohy pro studenty v programu LabAuthor a následném vyhodnocení a porovnáním zhotovených senzorů s komerčním senzorem ADI.

Klíčová slova

Piezoelektrický senzor, senzor, měření dechové frekvence, konstrukce, laboratorní úloha

Abstract

This bachelor thesis treats a breathing frequency sensor. In the theoretical part, you can find the information about respiration, about the measurement of the breathing frequency, about sensors and information about which sensors can be used to measure breathing frequency. The practical part is a study about the construction and function of the sensor ADI-MLT1132 with my own design of the construction of this sensor and then improvement of this construction. This part deals with the creation of a laboratory task for students in LabAuthor software and further evaluation with the final comparison of my sensors with the commercial sensor ADI.

Key words

Piezoelectric sensor, sensor, measuring respiratory rate, laboratory task

Obsah

1	Úvod.....	12
2	Teoretický rozbor.....	13
2.1.1	Dýchání	13
2.1.2	Plicní objemy	14
2.1.3	Plicní kapacity	15
2.1.4	Mechanika dýchání	17
2.1.5	Dechová frekvence.....	18
2.1.6	Principy řízení dechové frekvence.....	18
2.1.7	Reakce dýchacího systému.....	19
2.1.8	Respirační choroby	19
2.1.9	Patologické typy dýchání	20
2.2	Senzor	21
2.2.1	Rozdělení senzorů.....	21
2.2.2	Piezoelektrické senzory	22
2.3	Metody snímání dechové frekvence	23
2.3.1	Bezkontaktní měření	23
2.3.2	Kontaktní měření	24
3	Praktická část.....	29
3.1.1	Seznámení se s principem fungování ADI senzoru	29
3.1.2	Návrh a realizace senzoru pro měření dechové frekvence	31
3.1.3	Konečné sestavení senzoru pro měření dechové frekvence	33
3.2	Vytváření laboratorní úlohy	37
3.2.1	O programu.....	37
3.2.2	Jak jsem vytvářel laboratorní úlohu	37
3.2.3	Vytváření úlohy	37
3.2.4	Cvičení 1	38
3.2.5	Cvičení 2	38
3.2.6	Cvičení 3	38
3.2.7	Cvičení 4	38
3.2.8	Výsledný protokol.....	39
3.3	Vyhodnocení výsledků a měření	39

3.3.1	Porovnání komerčního senzoru ADI s mým senzorem o stejném průměru piezo	40
3.3.2	Porovnání obou mých senzorů navzájem	41
4	Závěr	42

Seznam použitých zkratek

P_t – Parciální tlak tkání

P_a – Parciální tlak alveol

O_2 – Kyslík

CO_2 – Oxid uhličitý |

EKG – Elektrokardiografie

EMG – Elektromyografie

Seznam obrázků

Obrázek 1: Plicní ukazatele s průměrnými hodnotami [6]	16
Obrázek 2: Měření dechových hodnot [6]	16
Obrázek3: Mechanika ventilace [4]	17
Obrázek 4: Přehled řízení dýchání [4]	21
Obrázek 5: Deformace krystalu [8]	22
Obrázek 6: Bezkontaktní měření [7]	24
Obrázek 7:Venturiho trubice [9]	25
Obrázek 8: Diferenční manometr [5]	25
Obrázek 9:Ultrazvukový pneumotachograf [5]	26
Obrázek 10:Elektrodové měření	27
Obrázek 11: Vodivá guma [13]	28
Obrázek 12: Kontaktní snímač [7]	28
Obrázek 13: Rozebraný senzor ADI	29
Obrázek 14: PowerLab 15T [14]	30
Obrázek 15: Popis jednotlivých vstupů[14]	31
Obrázek 16: Vliv kondenzátoru na měření.....	31
Obrázek 17: První prototypy	32
Obrázek 18: Blokové schéma	33
Obrázek 19: Vymodelované plexisklo	34
Obrázek 20: Ochrana před přetažením.....	34
Obrázek 21:Ochranné pouzdro	35
Obrázek 22: Vymodelované krabičky s přepínačem	36
Obrázek 23: Schéma zapojení mých senzorů	36
Obrázek 24:Porovnávání senzorů	39
Obrázek 25: Porovnání komerčního senzoru s mým o stejném průměru piezo prvku.....	40
Obrázek 26:Porovnání obou mých senzorů.....	41
Obrázek 27: Úvod.....	44
Obrázek 28: Úvod 2	45
Obrázek 29: Příprava k prvnímu měření	46
Obrázek 30:Měření 1	47
Obrázek 31:Analýza 1.....	48
Obrázek 32: Cvičení 2.....	49
Obrázek 33: Analýza 2.....	50
Obrázek 34: Cvičení 3.....	51
Obrázek 35: Analýza 3.....	52
Obrázek 36: Příprava k 4. měření	53
Obrázek 37: Cvičení 4.....	54
Obrázek 38: Analýza 4.....	55
Obrázek 39:Výsledný protokol 1	56
Obrázek 40: Výsledný protokol 2	57
Obrázek 41: Výsledný protokol 3	58

Obrázek 42: Výsledný protokol 4.....	59
Obrázek 43: Výsledný protokol 5	60

Seznam tabulek

Tabulka 1: Dostupné parametry komerčního senzoru od ADI

Tabulka 2: Technické parametry použitých senzorů

1 Úvod

Dýchání zcela jistě patří mezi jedny z nejdůležitějších funkcí našeho organismu. Proto je velice důležité měřit dechovou frekvenci, která nám napoví ke zjištění stavu pacienta, například při operačních zákrocích, nebo u lidí, kteří jsou na jednotce intenzivní péče. V těchto případech s největší pravděpodobností dochází k vyhodnocování dechové frekvence pomocí EKG. Díky snížené nebo zvýšené dechové frekvenci můžeme poznat vážná onemocnění. Šok, infarkt, metabolický rozvrat to všechno je spojeno s dechovou frekvencí. Proto si myslím, že je vhodné uvést v mé bakalářské práci i souvislosti s dýcháním. Tahle bakalářská práce bude v teoretické části nejdříve pojednávat o různých aspektech spojených s dýcháním, jaké jsou plicní objemy a kapacity. Co ovlivňuje a řídí dechovou frekvenci, jaké mohou být respirační poruchy i patologické typy dýchání. Bude zde popsán způsob, kde se může měřit dechová frekvence. Další teoretickou kapitolou byla témata ohledně senzorů. Zjistíte, jaké druhy senzorů jsou, podle jakých aspektů se senzory třídí. Dále jsem se podrobněji zaměřil na piezoelektrické senzory, jelikož druh tohoto senzoru se zamýšlím použít, je zde napsáno, kde se nejčastěji využívají a jaké mají nevýhody. Nechybí ani metody snímání dechové frekvence, kde porovnávám bezkontaktní měření s měřením kontaktním.

V praktické části jsem se věnoval činnosti senzoru ADI MLT1132/D. V této části jsem popsal do detailu, jak senzor funguje, prostudoval jsem jeho konstrukci, která byla následně využita k mé tvorbě senzorů. Vyrobil jsem dva prototypy a vysvětlil, proč jsem se rozhodl použít tyto senzory. Postupně jsem své výrobky vylepšoval tak, aby měly co nejvyšší odolnost a byly schopny co nejlépe měřit. Po dokončení konstrukce, je součástí mé bakalářské práce, vytvoření měřicí laboratorní úlohy pro studenty tak, aby studenty naučila základním principům měření dechové frekvence, viděli různé souvislosti s měřením dechové frekvence, pochopili princip činnosti mých senzorů. V závěru mé práce najdete porovnání měření mých senzorů ať už mezi sebou, tak i mezi komerčním senzorem ADI.

2 Teoretický rozbor

2.1.1 Dýchání

neboli respirace, patří k základním procesům, při kterých dochází k výměně plynů v organismu. Skládá se z inhalace, což je nasátí vnějšího okolního vzduchu do plic a z exhalace neboli vypuzení použitého vzduchu, který již obsahuje více CO_2 , než byl nasát. Dělí se na vnější a vnitřní respiraci. Vnější respirace znamená výměnu plynů v plicích, kdy přechází do krve kyslík a z krve se naopak uvolňuje oxid uhličitý. Vnitřní respirace je vzniká na úrovni buněk, kde dojde k výměně plynů mezi krví a tkání. Mezi základní mechanizmy respirace patří:

Ventilace – dochází zde k výměně vzduchu mezi plicemi a vnějším vzduchem. Ventilace probíhá díky rozdílu tlaku mezi atmosférou a alveoly. Při nádechu se zvětšuje objem hrudníku a tím klesne intra torakální tlak, což dovolí vzduchu proudit do plic. U výdechu se tento děj děje opačně.

Difúze – je stav výměny dýchacích plynů mezi alveoly a krví a dále krví a tkáněmi. Zde jsou důležitá koncentrační a tlakové gradienty plynů. Neustálá spotřeba kyslíku mitochondriemi udržuje nízký parciální tlak kyslíku ve tkáních ($p_t \text{ O}_2 = 5 \text{ mm Hg}$) oproti o dost vyššímu tlaku kyslíku u alveol ($p_a \text{ O}_2 = 100 \text{ mm Hg}$) a to pomáhá udržovat gradient směrem od alveol k tkáním. Produkce oxidu uhličitého zase vytváří gradient parciálních tlaků CO_2 ze tkání ($p_t \text{ CO}_2 = 50 \text{ mm Hg}$) do alveol ($p_a \text{ CO}_2 = 40 \text{ mm Hg}$).

Perfuze – prokrvení plic a tkání. Je jasné, že bez průtoku krve by nebylo možné zásobovat tkáň. Průtok je adekvátní k ventilaci a spotřebě kyslíku v tkáni.

Transport krví – CO_2 i O_2 se v krvi téměř nerozpouští, což napomáhá k transportu dostatečného množství dýchacích plynů, čemuž pomáhají erytrocyty. Obsahují hemoglobin, který zvýší transportní kapacitu pro O_2 200ml/l. Erytrocyty rovněž obsahují enzym karboanhydrázu, který urychluje konverzi CO_2 na bikarbonát, čímž je umožněná zvýšená kapacita pro transport CO_2 .

Člověk, při klidném dýchání, průměrně nadechne a vydechne kolem 6 až 7 litrů za minutu a nadechne se 12 až 14krát za minutu. Množství nadechnutého a vydechnutého vzduchu je zhruba 0,5l. Vrcholová hodnota objemového průtoku vzduchu při výdechu obsahuje 10 l/s. Nicméně tyto hodnoty dýchání může ovlivňovat například stres, životní styl, věk, vysoká nadmořská výška, nebo různá onemocnění. [1] [4]

2.1.2 Plicní objemy

Jsou objemy vzduchu v plicích za určitých podmínek a v různých fázích respiračního cyklu.

Statické – nezávislé na čase

Klidový respirační objem (VT) – objem vzduchu, který je vyměňován každým normálním vdechem a výdechem za naprostého klidu.

Inspirační rezervní objem (IRV) – objem vzduchu, který můžeme ještě maximálním úsilím nadechnout po klidném nádechu.

Expirační rezervní objem (ERV) – objem vzduchu, který můžeme ještě maximálním úsilím vydechnout po klidném výdechu.

Reziduální objem (RV) – objem vzduchu, který zůstane v plicích po maximálním výdechu a nelze ho z plic už vypudit.

Dynamické – závislé na čase

Minutová ventilace plic – vypočítáme ji jako součin dechového objemu (VT) a dechové frekvence, může být měřena v klidu nebo při zvýšené ventilaci plic.

Sekundová vitální kapacita (FEV₁) – objem vzduchu, který maximálním úsilím vydechneme v první sekundě.

2.1.3 Plicní kapacity

Jsou tvořeny součtem minimálně 2 plicních objemů.

Inspirační kapacita (IC) – je tvořena z maximálního objemu vzduchu, který lze nadechnout při klidném výdechu.

Funkční reziduální kapacita (FRC) – zbylý objem vzduchu obsažený v plicích při klidném výdechu.

Vitální kapacita (VC) – je rozdíl mezi objemem plynu v plicích po usilovném nádechu a objemem po následujícím usilovném nádechu.

Inspirační vitální kapacita (IVC) – je rozdíl mezi objemem plynu v plicích po usilovném výdechu a objemem po následujícím usilovném nádechu.

Expirační vitální kapacita (EVC) – je rozdíl mezi objemem plynu v plicích po usilovném nádechu a objemem po následujícím usilovném výdechu.

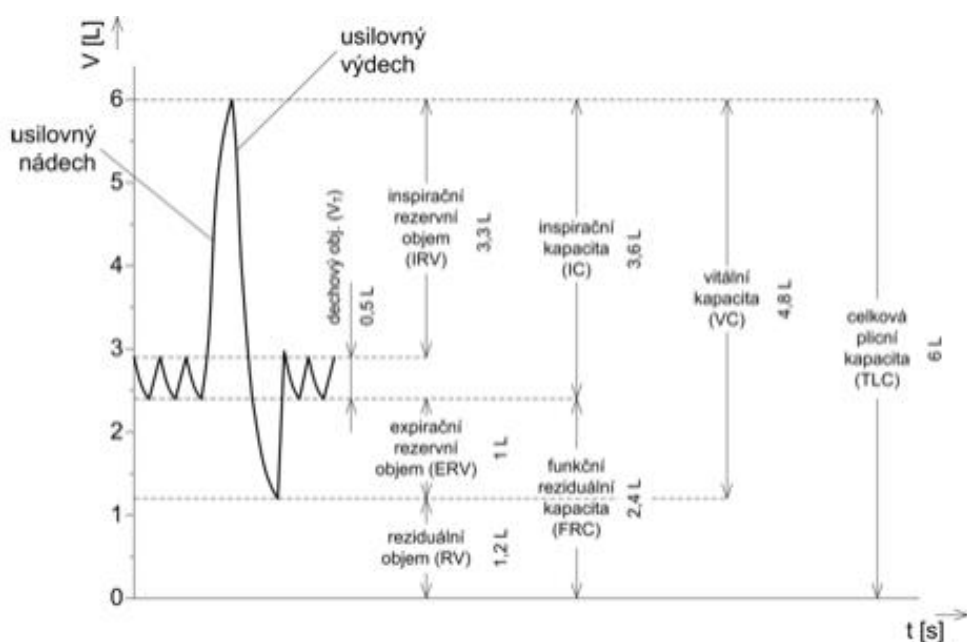
Celková plicní kapacita (TLC) – je celkový objem vzduchu, který je po maximálním nádechu v plicích. Vzniká jako součet dechového, inspiračního, rezervního, expiračního rezervního a reziduálního objemu.

Usilovná vitální kapacita (FVC, FEVC) – je objem vzduchu vydechnutý usilovným výdechem po plném, ne však usilovném nádechu.

Usilovná nádechová vitální kapacita (FIVC) - je objem vzduchu nadechnutý usilovným nádechem po plném ne však usilovném výdechu. [6]

název (angl.)	zkratka	typická hodnota
dechový objem (tidal volume)	TV, V_T	0,5 l
inspirační rezervní objem (inspiratory reserve volume)	IRV	3,3 l
expirační rezervní objem (expiratory reserve volume)	ERV	1 l
reziduální objem (residual volume)	RV	1,2 l
inspirační kapacita (inspiratory capacity)	IC	3,8 l
funkční reziduální kapacita (functional residual capacity)	FRC	2,2 l
vitální kapacita (vital capacity)	VC	4,8 l
celková plicní kapacita (total lung capacity)	TLC	6 l
usilovná vitální kapacita (forced expiratory vital capacity)	FVC, FEVC	5,37 l
usilovná nádechová vitální kapacita (forced inspiratory vital capacity)	FIVC	
usilovný vydechnutý sekundový objem (forced expired volume per second)	FEV ₁	4,35 l
usilovný nádechový sekundový objem (forced inspired volume per second)	FIV ₁	
vrcholová výdechová rychlost (peak expiratory flow)	PEF	9,9 l·s ⁻¹
střední výdechová rychlost (mean expiratory flow)	MEF _x %	
střední nádechová rychlost (mean inspiratory flow)	MIF _x %	

Obrázek 1: Plicní ukazatele s průměrnými hodnotami [6]



Obrázek 2: Měření dechových hodnot [6]

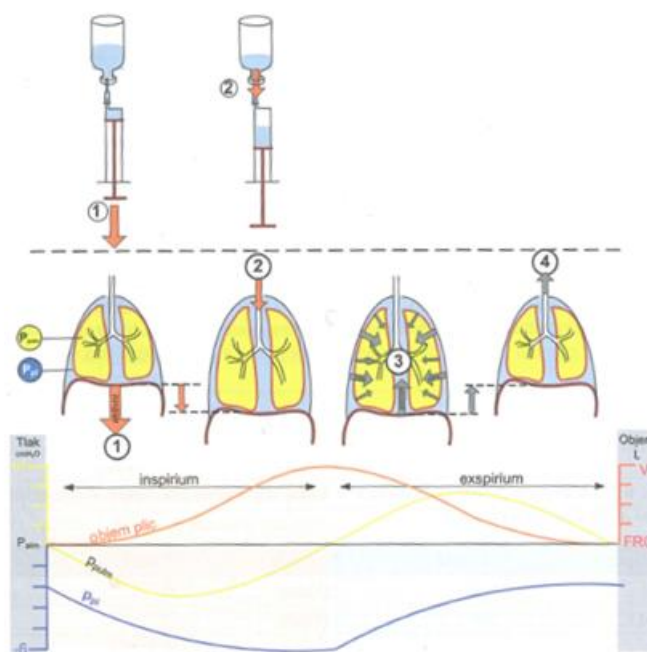
2.1.4 Mechanika dýchání

Inspirace

Před nádechem jsou plicy ve středním postavení a intra pulmonální tlak je roven atmosférickému. V tomhle okamžiku vzduch do plic neproudí. Činnost inspiračních dýchacích svalů dopomáhá ke zvětšení objemu hrudníku, a to především poklesem bránice a rozšířením hrudního koše všemi směry tahem interkostálních svalů. Změna objemu hrudníku je analogicky spojená se změnou objemu plic, což znamená pokles intrapulmonálního tlaku pod úroveň atmosférického tlaku. Když jsou dýchací cesty otevřené, tak se tlakem dostane vzduch do plic, až do okamžiku vyrovnaní tlaků mezi plicemi a atmosférou.

Expirace

Je proces opačný. Při klidném výdechu není potřeba aktivní činnost hrudních svalů, protože plicy zmenšují svůj objem pouze vlastní elasticitou. V případě usilovnějšího výdechu se zapojují expirační svaly.



Obrázek3: Mechanika ventilace [4]

2.1.5 Dechová frekvence

Dechová frekvence udává počet respirací (nádechů a výdechů) za minutu, za fyziologické hodnoty u dospělých osob se považuje frekvence 12–18 za minutu. U žen bývá hodnota dechové frekvence vyšší než u mužů. Dechová frekvence se mění i s věkem, novorozenci a kojenci mají výrazně vyšší frekvenci než dospělý člověk. U novorozenců se pohybuje mezi 30–60 dechy za minutu, u kojenců 20–40 dechů za minutu, u dětí v předškolním věku 20–30 dechů za minutu a u starších dětí 16–25 dechů za minutu. Platí zde pravidlo, že čím větší je člověk, tím je větší i kapacita plic, a proto se dechová frekvence s věkem snižuje. Nicméně to neznamená, že celkový objem vzduchu je nižší než u dětí, protože objem vzduchu vdechnutý dospělou osobou je mnohem větší než u dětí. Při fyzické zátěži je zvyšování dechové frekvence individuální, u žen bývá obvykle vyšší. Lehká práce zvýší dechovou frekvenci na 20–30 dechů za minutu, těžká na 30–40 a u velmi těžké práce, může dechová frekvence stoupnout až na 40–60 dechů za minutu. Zvýšení dechové frekvence může vést ke snížení dechového objemu a tím i minutové ventilace, což má za následek snížení alveolární ventilace a zvýšení funkčního mrtvého prostoru. Z toho vyplývá, že limitní hodnoty dechové frekvence jsou dány právě alveolární ventilací a velikostí funkčního mrtvého prostoru, ale také dechovým objemem. Proto při malých dechových objemech je zapotřebí vyšší dechové frekvence než při objemech velkých. [5]

2.1.6 Principy řízení dechové frekvence

Respirace musí být přesně a rychle řízená, protože se jedná o funkci vitální, a i proto že se požadavky organismu na dýchání rychle a významně mění. Respirace je řízená převážně autonomně, my tuhle kontrolu sice můžeme oproti srdečnímu rytmu kdykoliv ovlivnit vůlí, což je v regulaci autonomních funkcí výjimečná situace. Autonomní řízení probíhá na vícero úrovních. Nejcitlivějším prvkem regulujícím dýchání je parciální tlak CO_2 a arteriální krev. Množství O_2 zde nehraje důležitou roli. Parciální tlak CO_2 je v arteriální krvi monitorován pomocí centrálních chemoreceptorů, kterou ovládá čtvrtá komora mozková a periferních chemoreceptorů. Cílem řízení je udržet $P_a\text{CO}_2$ okolo 40mmHg. Tím je udržena rovnováha s dostatečným přísunem O_2 . Respirace je ovlivňována i dalšími vlivy např. velikost objemu plic, vegetativní vlivy, psychologické vlivy.

Rozeznáváme 2 mechanismy řízení:

Centrální mechanismy řízení

Základní řízení dýchání zajišťují respirační centra v prodloužené míše a pontu, ty generují rytmus a upravují jej podle obsahu CO_2 v krvi a dle rozpětí plic. Dokáží i zprostředkovávat řadu obranných reflexních reakcí, jakými jsou kašel, laryngospasmus, kýchání. Základní řízení je ovládáno z vyšších center: *talamu*, *kůry*, *hypotalamu*. Obranné reflexy zajišťuje mícha.

Lokální mechanismy řízení

Je regulována v poměru ventilace a perfuze plic. Je zajišťována především na úrovni rezistenčních cév plicního oběhu a bronchiolů. [4][5]

2.1.7 Reakce dýchacího systému

Reakce se skládá jak z dopředné vazby, tak ze zpětné vazby. Dopřednou vazbu zprostředkovávají mechanoreceptory ve svalech a velkých kloubech. Když nastane pohyb, jsou dýchací centra v mozku stimulována a tím je zapříčiněna zvýšená ventilace ještě dříve, než dojde k jejich stimulaci z chemoreceptorů v důsledku poklesu O_2 a vzestupu CO_2 v krvi. Vzestup ventilace se zrychlí při lehké svalové práci a je dána především zvyšováním dechového objemu. Teprve když se intenzita práce zvýší nad možnosti zvětšení objemu v plicích, se dechový objem stabilizuje na přibližně 2/3 hodnoty vitální kapacity. Dále už další vzestup ventilace jde realizovat pouze na vrub rychlejší ventilace. Kromě vzestupu ventilace se zvýší také výměna dýchacích plynů díky fyziologickým rezervám na dýchacím ústrojí. V klidu protéká minutový srdeční výdej kolem 5/min jen pouhou třetinou kapilár. Alveoly, které jsou perfundovány kapilárami, nepřivádějí k alveolům krev a představují tím fyziologický mrtvý prostor. S rostoucím srdečním výdejem při svalové práci roste procento perfundovaných alveolů až do hodnot srdečního výdeje okolo 15 l/min. Tento stav již zajišťuje fungování výměny dýchacích plynů v maximální míře. S rostoucím minutovým srdečním výdejem roste tlak krve v plicním oběhu. Pomocí zvýšeného tlaku se zvýší i průtok krve plicemi a to dopomáhá při intenzivní svalové práci zvýšit výměnu dýchacích plynů za minutu trojnásobně. Díky takto skvěle zorganizované časové rezervě, i při zkrácení doby kontaktu vzduchu v alveolech s krví perfundující plicní kapiláry, nedochází ke snížení oxyličování krve v plicích. [1] [4]

2.1.8 Respirační choroby

Jsou často vyskytující se a velice nebezpečné. Jen v USA mají za následek asi 10% úmrtí. Mezi nejčastější choroby respiračního traktu se řadí:

- **Chronická obstrukční plicní choroba** (s prevalencí okolo 5 %)
- **Astma** (s incidencí 5 % v populaci)
- **Infekce pneumonie a infekce horních dýchacích cest.** Tyto infekce jsou svým způsobem banální, ale mohou způsobit dekompenzaci jiného základního onemocnění, jako je plicní nebo srdeční nedostatečnost a tím se stát život ohrožující.
- **Anafylaxe** (alergická reakce vedoucí k akutní respirační nedostatečnosti a selhání cirkulace).
- **Syndrom akutní tísně** (stav, kdy dochází k akutnímu selhání plic a dochází k rozsáhlým infekcím).

2.1.9 Patologické typy dýchání

Abnormálních poruch dýchání existují řady typů. Zde uvedu ty nejtypičtější, které se nejčastěji vyskytují a vytváří největší problémy.

Acidotické dýchání (Kussmaulovo) způsobuje hyperventilaci v důsledku metabolické acidózy při diabetické ketoacidotickém kómatu.

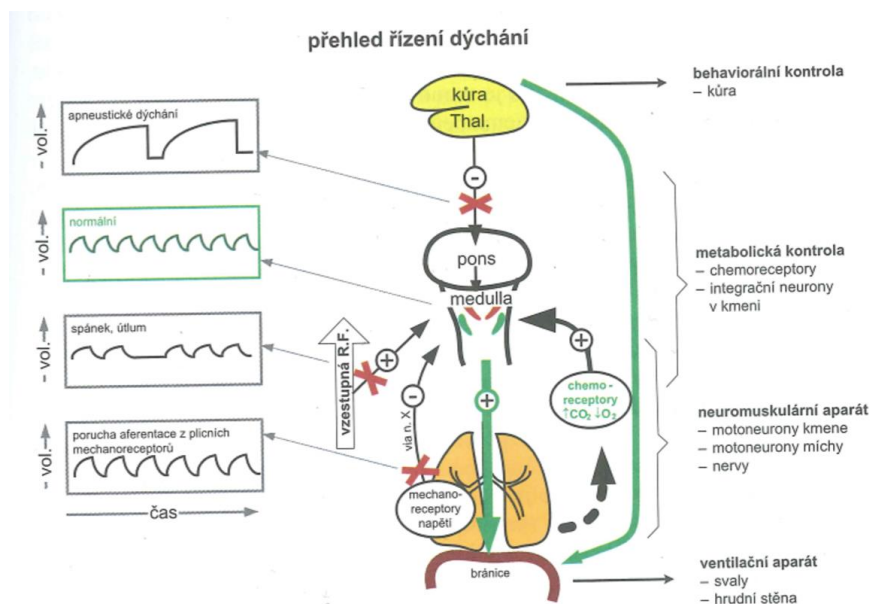
Periodické dýchání (Cheyeneovo-Stokesovo) střídá rychlé a zpomalené respirační aktivity. Nejčastěji u stavů s nízkým minutovým srdečním výdejem, díky poruše v převodním zpoždění v chemoreceptorovém regulačním obvodu.

Biottovo dýchání vzniká vystupňovaným stavem periodického dýchání, kdy se střídá apnoe a zvýšená ventilace.

Apneustické dýchání je trvalá inspirace s krátkými expiračními pauzami. Vzniká kvůli poruše útlumu inspirační aktivity.

Apnoe je zástava dýchání, může být úplná nebo na určitou dobu. Jsou časté ve spánku a velice nebezpečné. Vznikají poruchou centrálního řídicího mechanismu nebo poruchou ventilačního aparátu.

Dušnost (Dyspnoe) je pocit nedostatku vzduchu. Může být vícero typů dušnosti: inspirační, expirační, klidová, záchvatovitá. Inspirační dušnost je poruchou obstrukce horních dýchacích cest (laryngitida, těleso v dutině), expirační je typická u poruchy periferních dýchacích cest, klidová vznikne u srdečního selhání.[4]



Obrázek 4: Přehled řízení dýchání [4]

2.2 Senzor

Neboli snímač, detektor, převodník. Je to prostředek, který rozšiřuje schopnosti lidských smyslů, dokáže získávat informaci i o fyzikálních veličinách, jejichž projevy lidský organismus nedokáže vnímat. Je to prvek realizující převod veličin na elektrické signály. Místo, kde se nachází citlivá část senzoru, se nazývá čidlo. V technické praxi je slovo senzor chápáno jako zařízení, které umí snímat sledovanou fyzikální, biologickou nebo chemickou veličinu.

2.2.1 Rozdělení senzorů

Senzory lze dělit podle několika aspektů.

Podle veličiny, kterou měří:

teploty, tlak, průtok, mechanické síly, chemické a biologické senzory, magnetické veličiny

Podle fyzikálních principů:

odporové, indukční, kapacitní, piezoelektrické pyroelektrické, optické, chemické, biologické.

Podle způsobu dotyku:

Aktivní senzor – působí-li na něj snímaná veličina, pak se chová jako zdroj energie

Pasivní senzor – potřebuje vždy napájení

Podle potřeby kontaktu s měřenou veličinou:

Dotykové

Bezdotykové

Podle převodu na neelektrické veličiny:

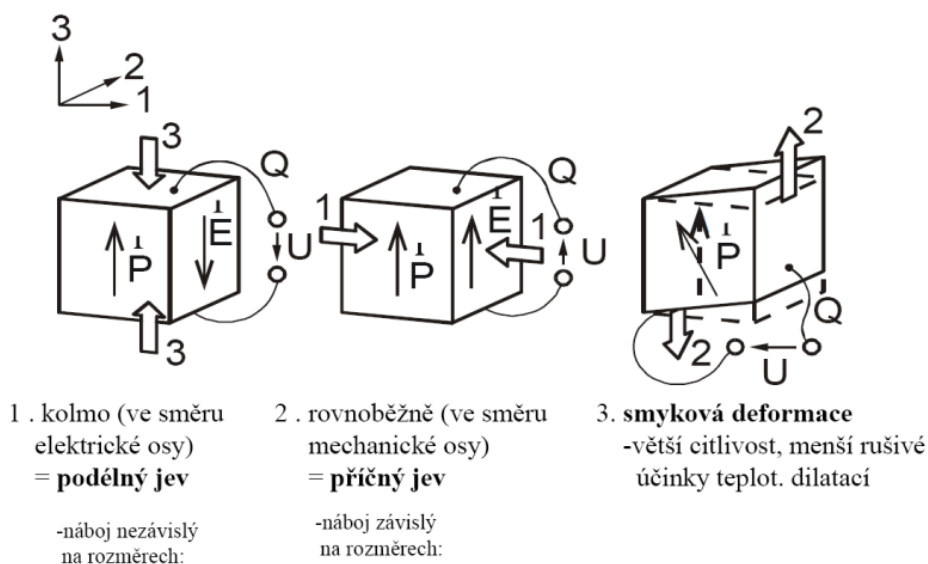
S jednoduchým převodem – veličina se mění kontinuálně na veličinu výstupní.

S několikanásobným převodem – veličina se nejprve mění na pomocnou veličinu a z té se následně mění na veličinu výstupní. [2] [3]

2.2.2 Piezoelektrické senzory

Fyzikální podstatou těchto senzorů je piezoelektrický jev. Tento jev byl poprvé pozorován v roce 1880. Zjistilo se, že při stlačení krystalu, který nemá střed symetrie se vyskytne povrchový náboj, což je přímý piezoelektrický jev. O rok později objevili opačný piezoelektrický jev, kdy elektrické pole vyvolalo deformaci krystalu (nepřímý piezoelektrický jev). Nepřímý piezoelektrický jev se hojně používá v biomedicíně např. u ultrazvuku, jako generátor vlnění nebo v regulační technice, jako akční člen pro mikro posuvy.

V senzorech na piezoelektrickém principu působí mechanické napětí buď kolmo na citlivý prvek (podélný jev) nebo rovnoběžně (příčný jev). Může být využita i smyková deformace, která má lepší citlivost a méně rušivých účinků.



Obrázek 5: Deformace krystalu [8]

Mezi piezoelektrické materiály patří

- **Monokrystaly** – SiO₂, triglycinsulfát, titaničitan lithia
- **Polykrystalické** – keramické materiály, titaničitan (barnatý, olovnatý) a tuhé roztoky jako jsou zirkonát olova a druhy niobátů
- **Organické polymery**

Mezi nevýhody piezoelektrického senzoru patří

- Hystereze
- Teplotní vliv
- Stárnutí
- Nelze měřit statické síly

Piezoelektrické senzory využití

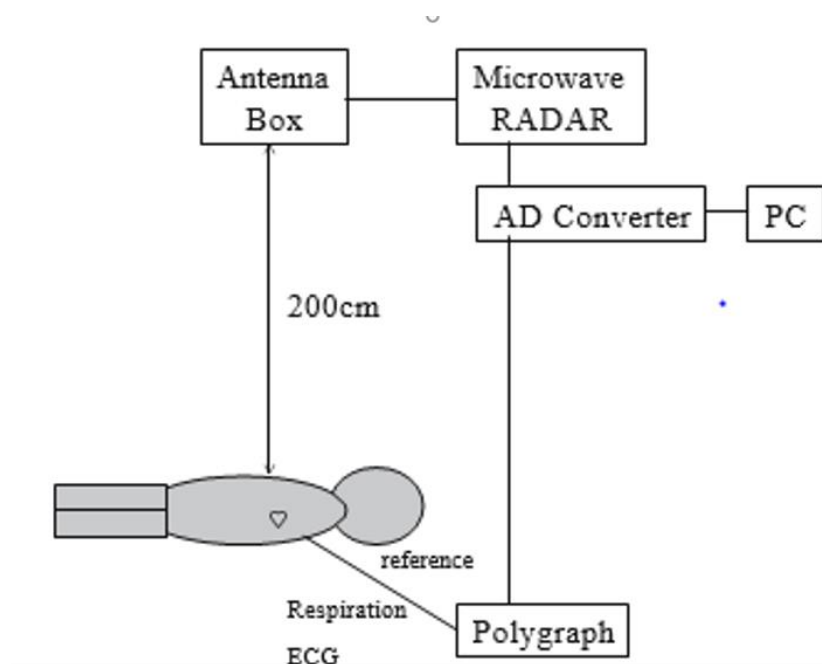
- Snímače pro hudební nástroje
- Mikrofony
- Reprodukory
- Snímače hluku, chvění
- Akcelerometr
- Indikátory síly, tlaku, deformace [3]

2.3 Metody snímání dechové frekvence

2.3.1 Bezkontaktní měření

Je používáno, aby neomezovalo pacienta. Nicméně doposud se nedokázalo vyvinout bezkontaktní měření takové, které by dosahovalo úplné přesnosti kontaktního měření.

Bezkontaktní měření je realizováno pomocí radiofrekvenčního systému, který měří pohyb pomocí difrakce signálu vlny, který je konvertován na interpretovatelná data pomocí Furierovy transformace. Základní potřebou bylo vytvořit systém, který dokáže měřit jemné pohyby spojené s lidským dýcháním. Měřicí systém se skládá z vysílačů a přijímačů, které spolu komunikují díky systému založeným na principu wifi. Tento systém bohužel nemá vysokou přesnost měření a pohybuje se pouze na hodnotě okolo 90 %.[7]



Obrázek 6: Bezkontaktní měření [7]

2.3.2 Kontaktní měření

Měření průtoku vzduchu

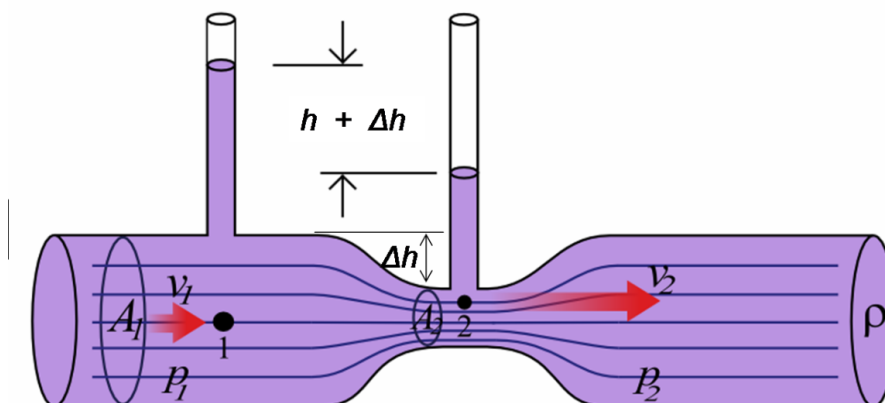
Velmi přesná a spolehlivá metoda, kdy měřená osoba dýchá do trubice, kde je měřen průtok vzduchu. Takovýto přístroj se nazývá pneumotachograf. Největší výhodou oproti spirometru je, že pacient může dýchat stále čerstvý vzduch. Takže měření může probíhat neustále.

- **Lopátkový pneumotachograf**

Je složen z turbíny, která je proudem vzduchu roztáčena. Přepočtem otáček zjistíme intenzitu vydechování a objem plic. Tento pneumotachograf je nejčastěji použit ve spirometrii. Funguje na principu, kdy se při dýchání otáčí lopatka a ta přerušuje světelný tok z infračervené LED diody na fototranzistor. Připojíme-li na výstup snímače čítač, bude počet impulsů na jeho výstupu úměrný objemu, který za dobu čítání snímačem protekl. Nicméně tento pneumotachograf je nevýhodný pro měření dechové respirace, protože je zde značná setrvačnost lopatky. A tím i měření nemá odpovídající přesnost.

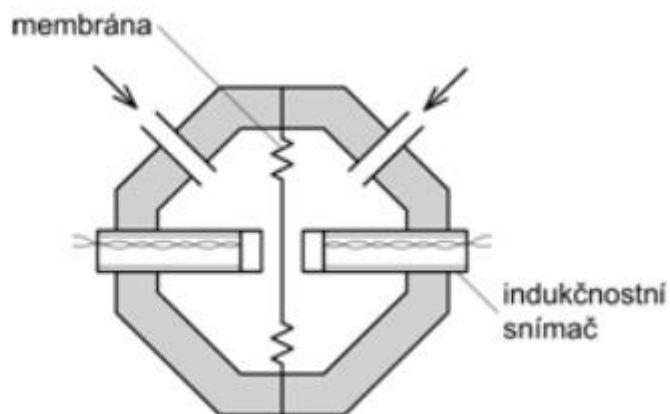
- **Pneumotachograf s diferenčním manometrem**

Intenzita nádechu a výdechu vytvoří rozdíl tlaků mezi dvěma místy snímače. Touto změnou jsme schopni vypočítat intenzitu dechové křivky. Principiálně funguje pomocí Venturiho trubice.



Obrázek 7: Venturiho trubice [9]

Častěji se nicméně používá přístroj s diferenčním manometrem, kde se nachází uprostřed odporový člen, který také vytváří rozdíl tlaků. Odporový člen vytvoří totiž větší rozdíl tlaků a tím je i jeho měření jednodušší.



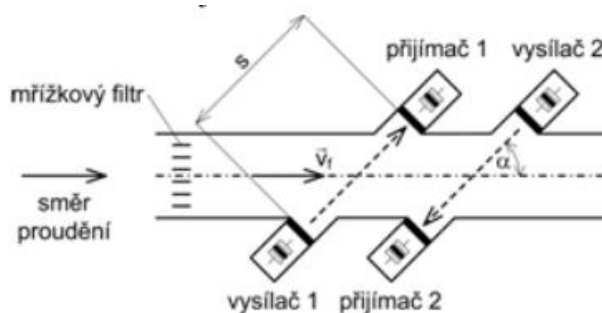
Obrázek 8: Diferenční manometr [5]

- **S vyhříváním anemometrem**

V trubici je umístěn platinový drátek. Ten je elektricky zahříván na určitou konstantní hodnotu. Pacient, který do trubice respiruje, tím chladí drátek a zvýší jeho elektrický odpor. Zpětnovazebné obvody se snaží vrátit teplotu na konstantní hodnotu. Informaci o měřené veličině tak získáme změnou vyhřívacího proudu. Nevýhodou tohoto řešení je velká náchylnost k poškození a nutnost časté kalibrace. V praxi se tohle řešení téměř nepoužívá.

- **Ultrazvukový pneumotachograf**

Vydechovaný vzduch proudí trubicí, do jejích stěn jsou zabudovány ultrazvukové měniče. Ultrazvukové pneumotachografy využívají dvou vzájemně opačně orientovaných párů protilehlých měničů, vysílače a přijímače. Ultrazvuk se od vysílače k přijímači šíří vždy pod úhlem α , který svírá s osou trubice. Jednou z možností stanovení rychlosti průtoku vzduchu je její výpočet z rozdílu mezi dobami, za kterou urazí ultrazvuk vzdálenost vysílač-přijímač u obou párů měničů.[21][10]

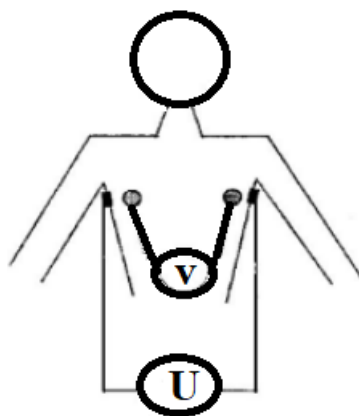


Obrázek 9: Ultrazvukový pneumotachograf [5]

Tyto metody jsou nevhodné pro měření pacienta v klidu a dlouhodobě, protože pacient musí vždy soustředěně vydechovat do trubice. Což je komplikované, protože pacient by měl ležet a dýchat nesoustředěně.

Měření na základě změn impedance

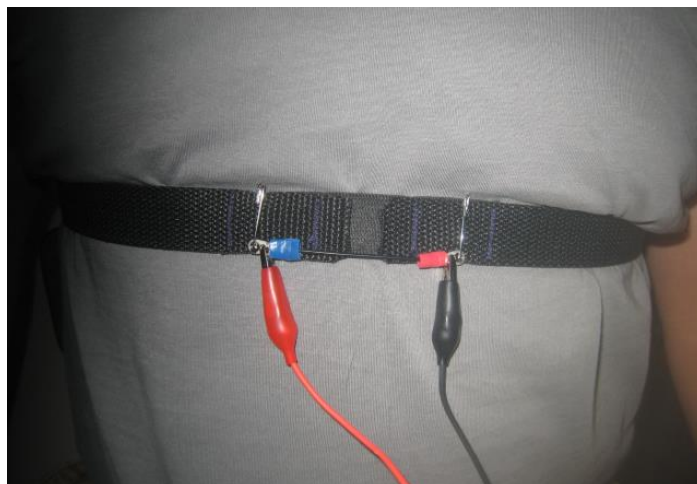
Neboli impedanční pneumografie. Tato metoda je založena na principu impedančních změn, které nastávají během dýchání. Přivádíme zde vysokofrekvenční signál 60-100 kHz, který je tak vysoký proto, aby nestimulovaly tkáň a řeší to i problém s velkou impedancí kůže, proud zde protékající má hodnotu maximálně do 500 μA . Měřit se dá pomocí 2 nebo 4 elektrod. U obou možností je převeden na hrudník z řídící elektrody vysokofrekvenční proud. Použití dvou párů elektrod má za následek přesnější měření, protože na rozdíl u dvouelektrodrového měření, kde elektrody fungují i jako měřicí i budící, zde má jeden pár na starosti vysokofrekvenční buzení a druhý pár pak pouze snímá změny. Nicméně pro pouhé měření respirace vystačí přesnost i pro dvě elektrodrová měření. Při nádechu se vzdálenost mezi elektrodami zvětší a tím se zvětší lineárně i impedance hrudníku. Dají se zde použít i EKG elektrody, které jsou napojené na EKG monitor. Monitor dokáže měřit EKG křivku a přes snímací elektrody může protékat malý proud o frekvenci v řádech desítek kHz a díky tomuto jevu může měřit i dechovou respiraci.



Obrázek 10: Elektrodrové měření

2.3.2.1 Měření pomocí odporových snímačů

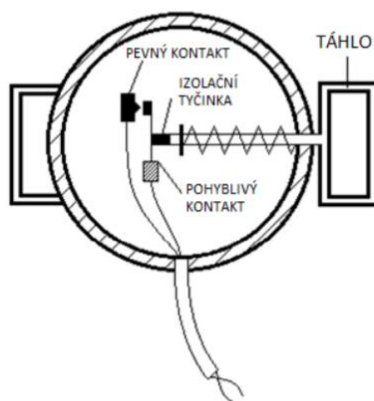
Tahle varianta patří mezi nejrozšířenější. Může se zde například použít snímač z vodivé gumy, který se obepne okolo hrudníku. Roztažení plic způsobí změnu jeho elektrického odporu, kterou poté následně vyhodnotíme. Nevýhodou je i rychlé stárnutí materiálu a tím vysoké snížení účinnosti. Také je možnost užití termistoru umístěného v jedné z nosních dírek, který se dá případně i zabudovat do dýchací masky. Rozdílné teploty vlivem respirace termistor převádí na změnu odporu, mají ovšem nevýhodu nelineární závislosti odporu na teplotě a jsou časově nestabilní.[12] [11]



Obrázek 11: Vodivá guma [13]

2.3.2.2 Kontaktní snímače

Fungují na principu spínání a rozepínání elektrického obvodu. Je připevněn na popruhu obepínající obvod hrudníku. Jeho velkou nevýhodou je, že nevykresluje dechovou křivku a je citlivé na řádné dotažení.[5]



Obrázek 12: Kontaktní snímač [7]

2.3.2.3 Měření pomocí piezoelektrického snímače

Přes piezoelektrický senzor se natáhne kolmo elastický materiál. Vlivem roztažení plic, což způsobí rostoucí tlak na senzor, se následně začne na senzoru generovat napětí, které pak měříme.

3 Praktická část

V praktické části jsem dostal jeden funkční senzor ADI-Respiratory Belt Transducer MLT1132/D a druhý nefunkční k rozebrání

3.1.1 Seznámení se s principem fungování ADI senzoru

Funkční senzor ADI jsem nejdříve prakticky otestoval jako uživatel. Připojil jsem ho do jednotky PowerLab, což je zařízení vytvořené pro přesné konzistentní a spolehlivé získávání dat, které převádí signál z analogové podoby do digitální. Ve vytvořené úloze v programu LabView jsem si se senzorem udělal cvičné měření, abych pochopil danou problematiku.

Nefunkční senzor ADI jsem mohl rozebrat a prostudovat. Konstrukčně byl vyroben tak, že okolo hrudi se omotá suchý zip, který se poté přichytí na senzor. Ten je napevno připojen na gumovou elastickou hadičku, která kolmo tlačí na piezoelektrický snímač. K němu je paralelně připojen tantalový kondenzátor o kapacitě $2,2\mu\text{F}$. Z piezoelektrického senzoru vede koaxiální kabel, na jehož konci je 8 pinový DIN konektor s vidlicí, připojený k pinům číslo 3 a 6.

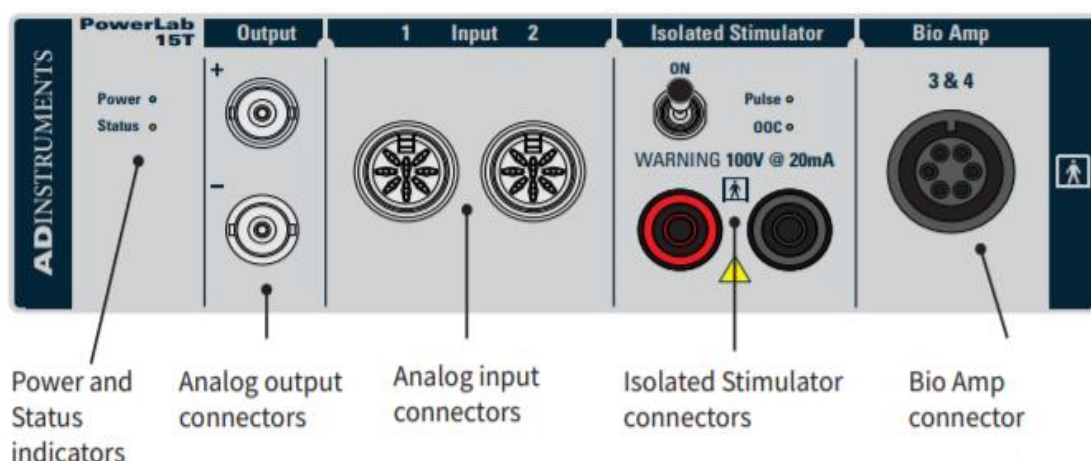


Obrázek 13: Rozebraný senzor ADI

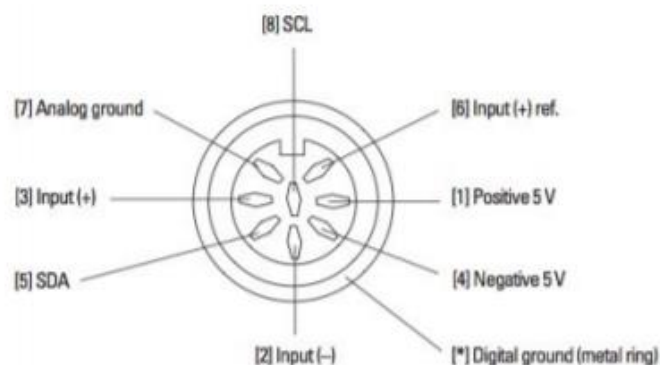
Tabulka 1: Dostupné parametry komerčního senzoru od ADI

Rozměr piezoelektrického senzoru	20x0,3 mm
Délka snímače	80 mm
Citlivost	4,5 mm/mV
Výstup	20-400mV

Všechny senzory od ADI Instruments vedou do jednotky PowerLab. Ve škole se nachází hlavně Power Lab15T. Tyto jednotky dokáží generovat napětí pro funkci senzorů, dokonce i stimulační impulsní konstantní proud, který může být přímo použit pro stimulaci svalů u lidí. Obsahují také velice přesné biologické zesilovače, které dokážou měřit biologické signály z EKG a EMG. Dále obsahují připojení pro 2 analogové vstupy, které umožňují měřit až 2 vstupní signály současně s napěťovým rozsahem od $\pm 1 \mu\text{V}$ do $\pm 10 \text{ V}$. Tyto vstupy digitalizují analogový signál. Zde se může už s daty pracovat dle potřeby. Do těchto vstupů připojují i mé senzory dechu.



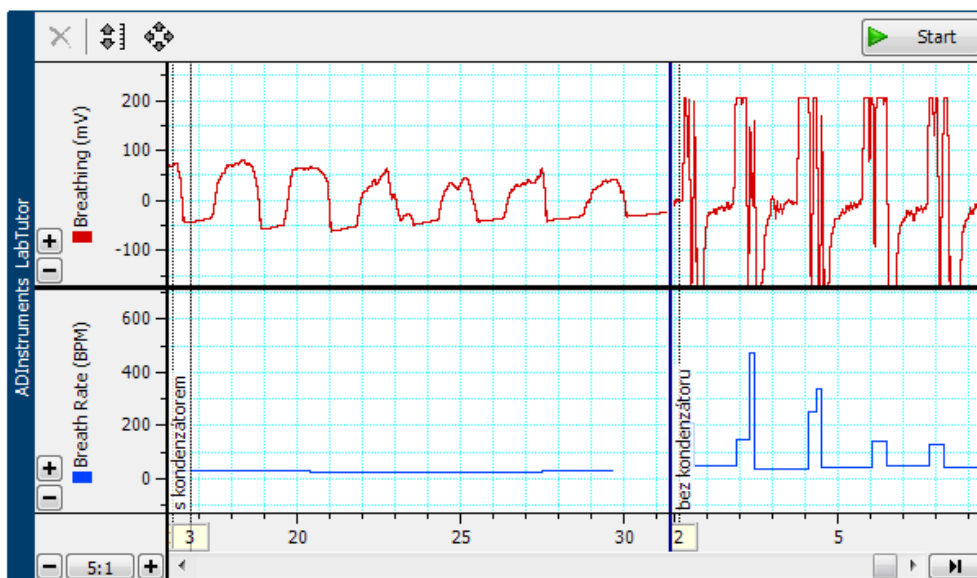
Obrázek 14: PowerLab 15T [14]



Obrázek 15: Popis jednotlivých vstupů[14]

3.1.2 Návrh a realizace senzoru pro měření dechové frekvence

Prozkoumáním komerčního senzoru jsem se rozhodl vytvořit si svůj první prototyp. Nejdříve jsem si zakoupil piezoelektrický senzor PT-2038FWQ, který je rozměrově identický k piezo senzoru od ADI. Senzor jsem si připojil k nepájivému poli paralelně s kondenzátorem o kapacitě $2,2\mu\text{F}$ a připojil jej k jednotce PowerLab. Signál byl generován postupně zvyšujícím se tlakem břicha prstu na piezoelektrický senzor. V první části grafu lze vidět vliv kondenzátoru na piezoelektrický prvek, kdy se postupným nabíjením a vybíjením kondenzátoru amplituda postupně zvedá a klesá. Při odpojení kondenzátoru lze vidět strmý růst i pád amplitudy.



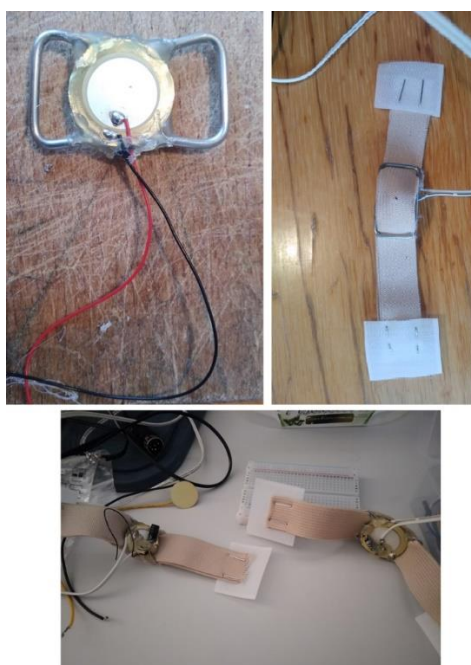
Obrázek 16: Vliv kondenzátoru na měření

Jelikož bude moje bakalářská práce sloužit pro zkušební měření v laboratorní úloze, tak jsem chtěl dva piezoelektrické senzory pro porovnávání. Jeden by měl mít stejně velký průměr piezo prvku, což splňuje senzor PT-2038 a druhý by měl mít větší průměr než použitý v komerčním senzoru od ADI. U prvního je předpoklad, že výstup z měření bude obdobný komerčnímu senzoru, kdežto u většího piezoelektrického senzoru Q200 by mělo být generované napětí vyšší. K těmto sensorům jsem zkoušel najít optimální kapacity kondenzátorů. Proto jsem si narychlo, co možná konstrukčně nejjednodušeji vyrobil snímače dechové frekvence, které mi napomohly k testování různých hodnot kapacit. Postupně jsem vyzkoušel kapacity od $1\mu\text{F}$ do $10\mu\text{F}$. Jako neoptimálnější se mi jevily kapacity $2,2\mu\text{F}$ a $4,7\mu\text{F}$, protože nejvíce připomínaly optimální dechovou křivku. Proto jsem se rozhodl na první prototypy dát tyhle kapacity. Na menší senzor jsem dal kapacitu $2,2\mu\text{F}$ a na větší senzor $4,7\mu\text{F}$.

Tabulka 2: Technické parametry použitých senzorů

	PT-2038	Q200
Rozměry	20x0,3 mm	27x0,48 mm
Rezonanční kmitočet	3,8kHz	4.2kHz
Napětí	12 V	12 V

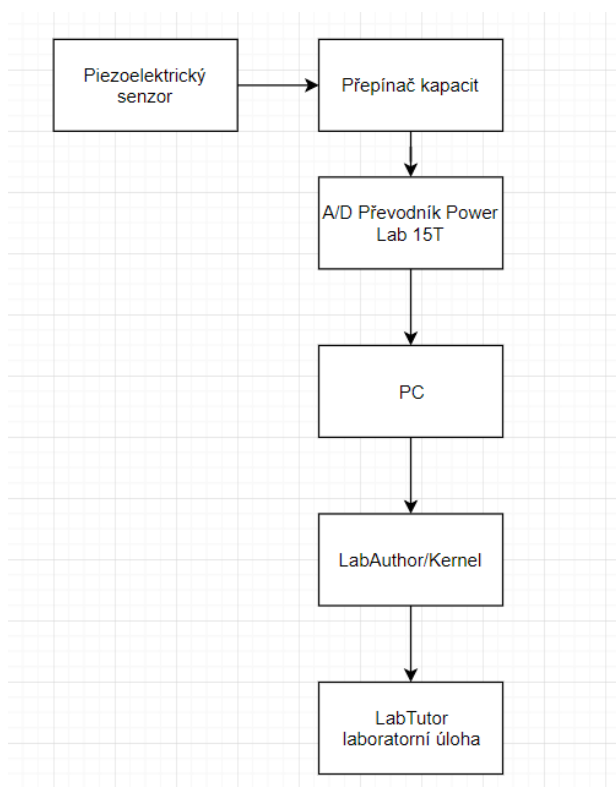
Zhotovené snímače fungovaly v programu Labview spolehlivě a přesně. Při zobrazení se jevila zajímavěji vyšší kapacita $4,7\mu\text{F}$ na větším piezo senzoru. Ta měla ještě méně strmější narůst a pokles amplitudy než komerční senzor a senzor PT-2038 s kapacitou $2,2\mu\text{F}$. Zde jsme se po konzultaci s panem profesorem Markem Penhakerem shodli, že by bylo zajímavé, aby byly obě kapacity kondenzátorů na každém senzoru přítomné a daly by se přepínat dle potřeby.



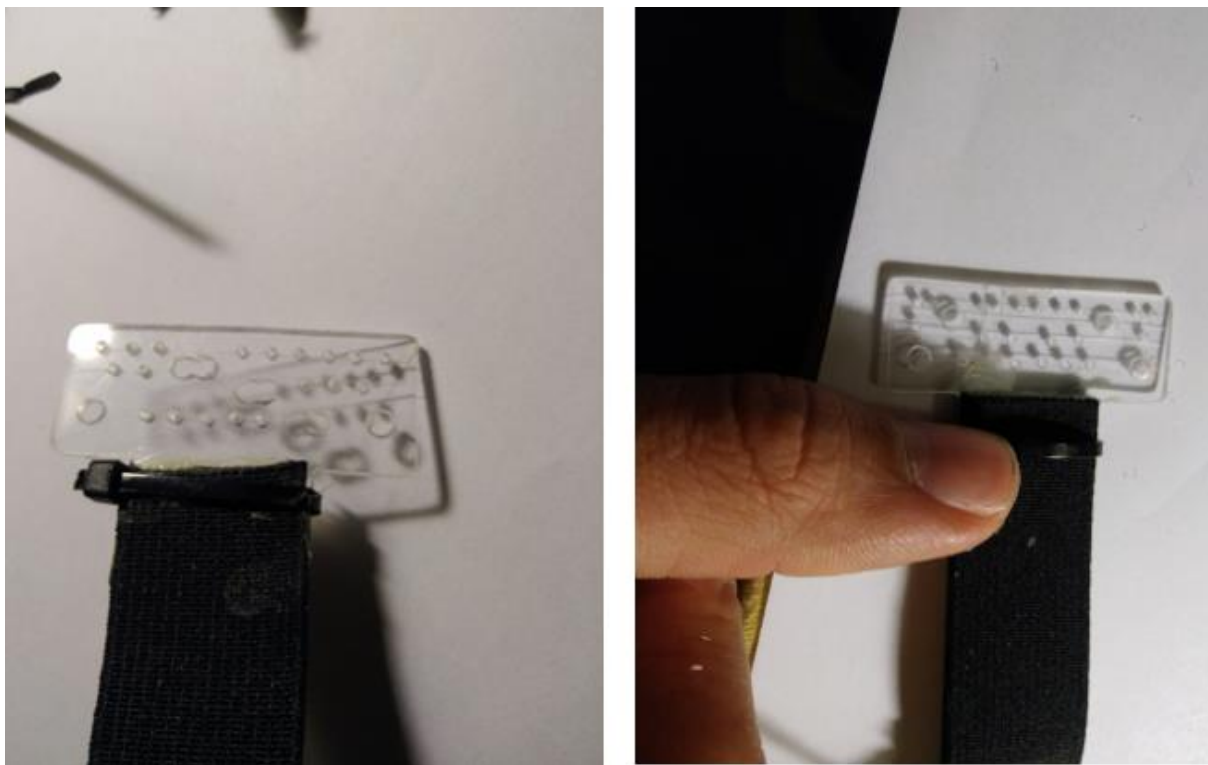
Obrázek 17: První prototypy

3.1.3 Konečné sestavení senzoru pro měření dechové frekvence

V téhle fázi jsem použil znalosti, které jsem nabyl z rozebírání komerčního senzoru a mých prvotních prototypů. Princip činnosti mých senzorů funguje stejně jako u popsaného komerčního senzoru ADI. Pruženku, kterou jsem provléknul okolo senzoru, jsem potřeboval pevně zachytit, proto jsem vytvořil pevné spojení, kde se bude potkávat pruženka se suchým zipem s háčky. Vybral jsem si proto plexisklo s obchodním názvem |Hobyglass, které je přímo uzpůsobeno k modelování. Dále jsem chtěl ochránit senzor proti přetažení. Vymyslel jsem to tak, že jsem do plexiskla vyvrtal na okrajích dírký, do kterých se provléklo lanko, které mělo přiměřenou vůli a při vyšším tlaku se natáhlo a tím zamezilo dalšímu přílišnému přetažení. Další ochranou piezoelektrického senzoru bylo vyvrtání třech dírek, kterými jsem provlékl dvoulinku. Toto opatření zabránilo při zatažení za dvoulinku pohybu dvoulinky uvnitř snímače a tím nebyl na jemnou piezo vrstvu vyvinut žádný tlak. V komerčním senzoru tahle ochrana nebyla a tím byla způsobena nefunkčnost senzoru. Pokud někdo zatáhl za drát příliš, způsobil tím jeho vytržení, protože je drát připájen přímo na piezo vrstvu a senzor dechu se tímto stal nefunkčním.



Obrázek 18: Blokové schéma



Obrázek 19: Vymodelované plexisklo



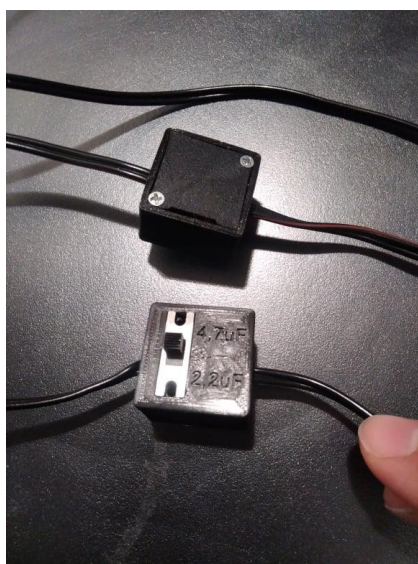
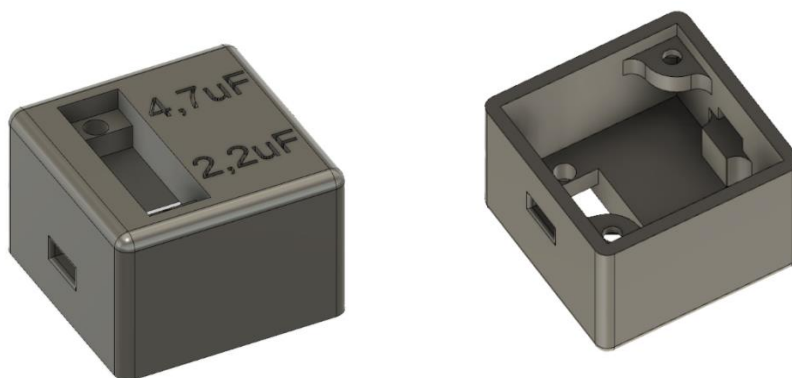
Obrázek 20: Ochrana před přetažením

Zakrytí senzoru jsem vyřešil ochranným pouzdrům, které na rozdíl od komerčního senzoru nebude napevno přiděláno, ale půjde jednoduše sundat v případě nenadálé poruchy. Ochranné pouzdro jsem vyrobil z pružné látky a na okrajích pouzdra jsem dovnitř našil suchý zip s vlákny, který se zachytí na plexisklo, na kterém je přichycen suchý zip s očky. Poté se opatrně ochranné pouzdro provleče a zachytí.

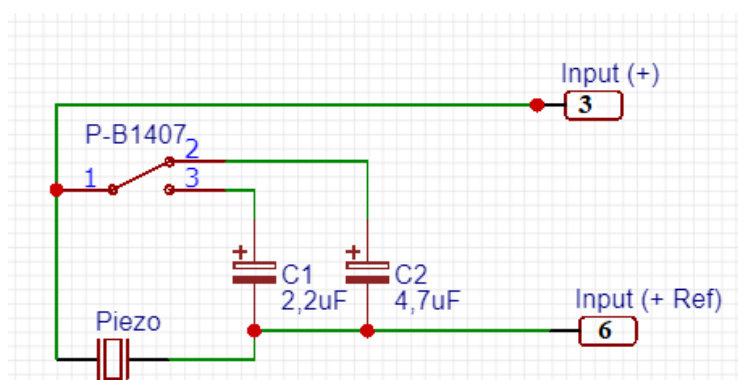


Obrázek 21: Ochranné pouzdro

Jako ideální místo, kde umístím přepínač kapacit, jsem zvolil místo na dvoulince. Jelikož je snadno dostupné při měření. Byla zde potřeba vyrobiť si krabičku na míru, proto jsem zvolil tisk na 3D tiskárně. Navrhnutá byla v programu Fusion 360, který nabízí pro studenty bezplatnou licenci. Byla vytištěna z PLA materiálu, který je pro tento výrobek dostačující. Byla namodelována tak, aby do ní pevně zapadl posuvný ON-ON spínač P-B1407. Aby bylo zřetelné, na jaké hodnotě je v danou chvíli snímač přepnut, napsal jsem na místo vedle spínače hodnoty kapacit. Krabičkou prochází dvoulinka, která se secvakne při zavření krabičky. Uvnitř jsou připájené paralelně k senzoru tantalové kondenzátory. Výstup z krabičky vede už jen k DIN vidlici, kde jsou připojeny piny tři a šest. Pin 3 v PowerLabu znamená (Input +) a pin 6 (Input+ referenční). Kompletní schéma je na obrázku níže.



Obrázek 22: Vymodelované krabičky s přepínačem



Obrázek 23: Schéma zapojení mých senzorů

3.2 Vytváření laboratorní úlohy

3.2.1 O programu

Úlohu jsem připravoval pro studenty, kteří jí budou využívat pro zkušební měření. Celá laboratorní úloha je dostupná v přílohách a na přiloženém CD. Úloha byla vytvořena v programu LabAuthor, která slouží k vytváření úloh pro různé typy senzorů. Zde se tedy definuje, jak bude vypadat daná úloha. Program umožňuje psát informační i teoretické texty o měření, přikládat obrázky, vytvářet otázky týkající se měření. Dále dokáže vygenerovat výsledný protokol, který obsahuje grafy z měření a odpovědi na otázky. Grafy i tabulky se definují v přidruženém programu LabTutorKernel a z něj si LabAuthor přiřadí výsledné grafy a umožňuje k tomu ještě základní možnosti nastavení. Úlohu jsem po dokončení následně nahrál do programu LabTutor, která slouží ke spouštění různých úloh. Běží v okně internetového prohlížeče Internet Explorer, což bohužel způsobuje jednu velkou nevýhodu a to takovou, že aby aplikace fungovala tak jak má, je zapotřebí mít starou verzi systému Internet Explorer. Z mého zjištění ještě funguje verze Internet Explorer 9. Takže pokud studenti nebo kdokoliv jiný aktualizuje verzi na novější systém, tak tam již úlohy nefungují.

3.2.2 Jak jsem vytvářel laboratorní úlohu

Z části jsem čerpal informace z vytvořené laboratorní úlohy o měření dechové frekvence, která sloužila pro měření s komerčním senzorem ADI-Respiratory Belt Transducer MLT1132/D. Jelikož se vytvořená úloha nedala upravovat a já jí potřeboval koncipovat pro potřebu použití všech tří senzorů, (komerční senzor ADI a dva mnou vyrobené senzory) vytvořil jsem jí zcela novou a jen se inspiroval v postupech jakým způsobem a jaké jevy jsou vhodné měřit pro dechovou frekvenci.

3.2.3 Vytváření úlohy

Úloha se skládá z 12 stránek. Na první straně je teoretický úvod, kde jsou základní informace o tom, co se bude měřit, jaké jsou cíle výuky, jsou zde základní informace o piezoelektrickém jevu a využití piezoelektrických senzorů. Dále jsem zde zobrazil všechny použité piezoelektrické senzory a konstrukční řešení výrobku. Úloha obsahuje celkem čtyři měření, každé měření má poté svoji analýzu, která slouží buď k popsání grafů nebo k měření hodnot. Závěrečná strana obsahuje otázky k tématu, vyplněné tabulky a grafy s měřeními.

3.2.4 Cvičení 1

Ve cvičení jsem se zaměřil na měření rozdílů v normálním a rychlém dýchání, nechal zde zkoumat účinky zadržení dechu po nádechu a výdechu, a porovnání vlastností senzorů. Dříve než se začne měřit, jsem vytvořil stránku, která obsahuje přípravu k prvnímu měření. Zde je napsáno, že se bude měřit se dvěma senzory. Jeden je komerční senzor od ADI, ve kterém je paralelně zapojený kondenzátor o kapacitě 2,2 μF a druhý mnou vyrobený senzor s parametrově stejně velkým piezoprvkem a přepínačem kapacit, který v průběhu měření studenti přepnou, aby viděli, co provede s křivkou změna kapacity. Dále je zde napsané, do kterého vstupu se daný převodník zapojuje.

Na další straně je už měření. Jsou zde zobrazeny čtyři grafy. Na prvním grafu je zobrazená dechová křivka od ADI senzoru, na druhém grafu je vidět výstup z mého senzoru. Třetí graf zobrazuje absolutní rozdíl dvou porovnávaných senzorů. Čtvrtý graf překresluje přes sebe oba výstupy senzorů, kdy nebere v potaz velikost napětí. Po skončení měření se na další straně nachází analýza, ve které si studenti okomentují do grafu každou změnu v měření.

3.2.5 Cvičení 2

Tohle cvičení bylo zaměřeno na hyperventilaci s následným zadržením dechu. Studenti si vyzkouší zadržení dechu z původního normálního dýchání a poté zadržení dechu po hyperventilaci. Zde jsem žádal zapojení obou mých senzorů. Je zde opět vidět výstup všech připojených senzorů i absolutní rozdíl, jen místo překreslování výstupů obou senzorů jsem zde nastavil funkci měření BPM. V analýze jsem požadoval vložení BPM hodnot dechové frekvence do tabulky: v klidu, při hyperventilaci a po hyperventilaci.

3.2.6 Cvičení 3

V tomto cvičení jsem chtěl znázornit účinek znova vdechovaného vzduchu na dechovou frekvenci. Zde je požadováno, aby se přiložil papírový pytlík tak, aby kryl nos a ústa a co nejlépe těsnil. V analýze je opět nastavené měření BPM s tabulkou, která znázorní, jak se měnila dechová frekvence.

3.2.7 Cvičení 4

Zobrazí účinek zadržení dechu na tepovou frekvenci. Zde se k senzoru měření dechové frekvence připojí i senzor tepové frekvence. Právě hodnota tepové frekvence je zde měřena. Má to za cíl demonstrovat závislost dechové frekvence na té tepové.

3.2.8 Výsledný protokol

Závěrečný výsledný protokol obsahuje nejdříve soubor otázek zaměřených k měřené úloze. Ověří se zde teoretické znalosti i znalosti nabyté z průběhu měření, které se týkaly především rozdílů mezi senzory, jaké změny na grafu způsobí přepnutí kapacity. Dále jsou zde pohromadě všechna změřená cvičení, kdy se ptám na otázky vyplývající z výsledků měření. Závěrečný a vyplněný protokol se následně vygeneruje.

3.3 Vyhodnocení výsledků a měření

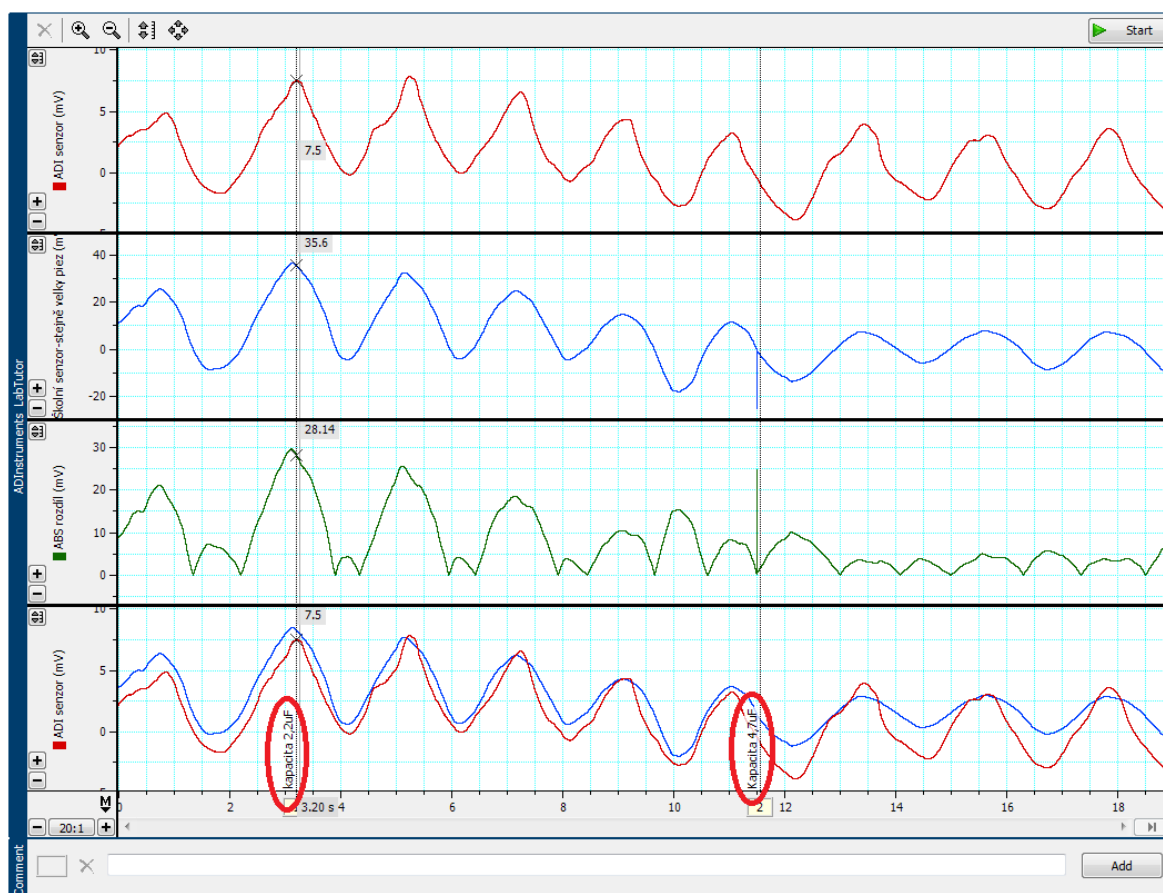
Tohle téma jsem zaměřil na výsledné porovnání z měření mých senzorů dechu. Připevnil jsem na sebe vždy 2 senzory dechu, oba senzory jsem se snažil připevnit tak, aby byly nataženy stejně. Budu zde porovnávat, jak odlišně se vykreslují křivky dechu, jaké generují napětí i to, jaký je mezi senzory absolutní rozdíl. Porovnávání bude vytvořené v programu LabAuthor, kde jsem si nastavil stejné výstupy jako v laboratorní úloze v Cvičení 1.



Obrázek 24: Porovnávání senzorů

3.3.1 Porovnání komerčního senzoru ADI s mým senzorem o stejném průměru piezo prvku.

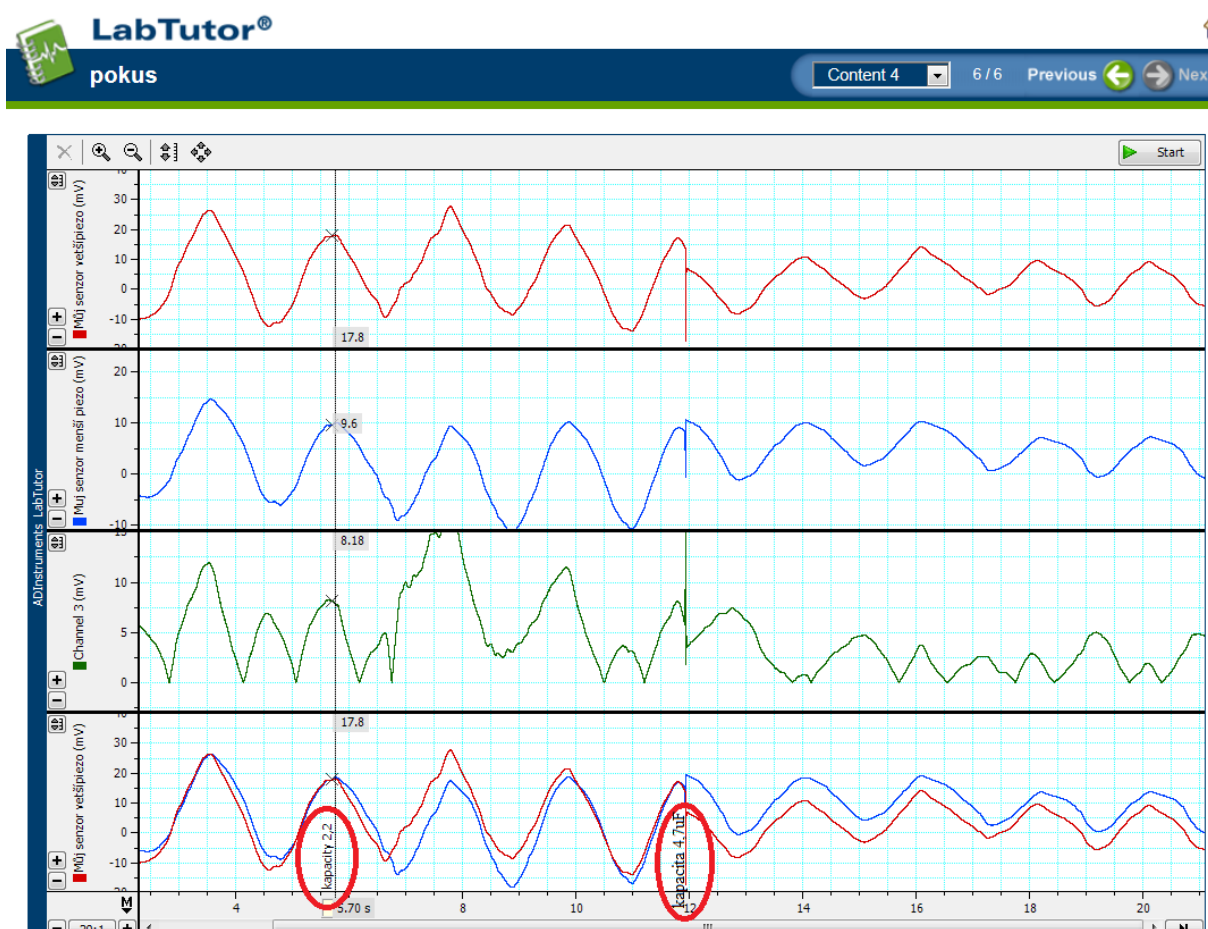
Tohle porovnání pro mě bylo velice překvapivé. V původním předpokladu jsem si myslel, že můj a komerční senzor od ADI budou generovat při stejné nastavené kapacitě $2,2\mu\text{F}$ zhruba podobná napětí. Tenhle předpoklad se mi nepotvrdil, protože jak můžete vidět dle obrázku níže, můj senzor PT-2038 generuje napětí při maximální amplitudě okolo $35,6\text{mV}$, kdežto komerční senzor od ADI generuje napětí zhruba $7,5\text{mV}$. V třetím grafu, což je absolutní rozdíl mezi senzory, jde krásně vidět, že největší rozdíl je vidět při maximálním natažení senzorů, poté se už rozdíly postupně snižují. Čtvrtý graf překrývá přes sebe průběhy obou senzorů nezávisle k napětí. Zde jde vidět, že můj senzor nemá tak ostré křivky na vrcholu amplitudy. Přepnutí kapacity na hodnotu $4,7\mu\text{F}$ na mém senzoru způsobilo, že větší kapacita svým postupným delším nabíjením kondenzátoru snížila amplitudu senzoru na hodnotu okolo $7,1\text{mV}$ a více roztáhla průběh. Absolutní rozdíl se snížil v amplitudě, ale víc se vlivem rozdílných kapacit protáhnul. V posledním grafu lze vidět potvrzení mých tvrzení o daných změnách.



Obrázek 25: Porovnání komerčního senzoru s mým o stejném průměru piezo prvku

3.3.2 Porovnání obou mých senzorů navzájem

Při porovnávání jsem vzal oba mé vyrobené senzory dechové frekvence a opět jsem je napnul stejně velkou silou. Nevyvinul jsem takovou sílu natažení senzorů na tělo, jako bylo u předchozího porovnání, z toho důvodu, že jsem chtěl ukázat, že výstup napětí senzorů zaleží i na tom, jak se dané senzory přichytí k tělu, protože zatímco senzor PT 2038 předtím generoval maximální napětí při kapacitě $2,2\mu$ okolo 36 mV, nyní už generoval pouze okolo 10mV. Zde podle předpokladu větší piezoelektrický senzor Q200 generoval vždy vyšší napětí než senzor PT 2038 a to nezávisle na kapacitě. Změna kapacity se viditelně projevila u obou senzorů.



Obrázek 26: Porovnání obou mých senzorů

4 Závěr

V bakalářské práci jsem nastudoval a teoreticky popsal fyziologické informace o dýchání i různých nemocech spojených s respirací, psal o možnostech měření dechové frekvence. Napsal informace o senzorech, možnostech použití různých senzorů, zaměřil se na piezoelektrický senzor a zjistil jeho případné nevýhody. Poté jsem se v praktické části seznámil s principem činnosti senzoru ADI MLT1132/D, změřil si s ním cvičně laboratorní úlohu. Druhý nefunkční senzor ADI MLT1132/D, jsem rozebral a popsal princip jeho fungování. Vytvořil si první prototyp, na kterém jsem si ověřil funkčnost mého konceptu a zjišťoval vliv kondenzátoru na senzor.

Následně jsem vytvořil dva senzory pro měření dechové frekvence, kdy jeden měl stejně velký piezoelektrický senzor jak senzor v ADI a druhý větší piezoelektrický senzor. Tyto senzory jsem zdokonalil a vylepšil oproti originálnímu senzoru od ADI. Zjistil jsem příčinu nefunkčnosti senzoru ADI, která mi napomohla před touthle poruchou ochránit své výrobky. Dále jsem vymyslel způsob, kterým ochráním své senzory od přetažení, které by mohlo mít za následek zničení senzoru. Vytvořil jsem obal, který zakrývá citlivý piezoelektrický senzor, ale v případě potřeby jej lze kdykoliv bez poškození sundat. Oproti komerčnímu senzoru, který má nastavenou hodnotu kapacity na 2,2 μF jsem navrhnul i kapacitu 4,7 μF , která mi přišla lepší, protože při měření neměla tak strmý nárůst amplitudy a více se podobala dechové křivce. Ponechal jsem ovšem i kapacitu 2,2 μF z důvodu pozdějšího porovnávání v laboratorní úloze.

Laboratorní úlohu jsem vytvořil tak, aby studenty naučila základním principům měření dechové frekvence, viděli různé souvislosti s měřením dechové frekvence, pochopili princip činnosti mých senzorů, zjistili vliv kapacit na průběh měření. Na konci mé laboratorní úlohy byly vymyšlené otázky směřující k obecné znalosti a k znalostem, které studenti nabyli během měření. Na závěr mé bakalářské práce jsem porovnal všechny senzory mezi sebou a zhodnotil podrobně jejich vlastnosti.

Seznam použité literatury

- [1] PENHAKER, Marek. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. ISBN 80-2480751-3.
- [2] RIPKA, Pavel. *Senzory a převodníky*. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2005. ISBN 80-01-03123-3.
- [3] SPIŠAK, Jan, Martin IMRAMOVSKÝ a Marek PENHAKER. *Snímače a senzory v biomedicině*. Ostrava: VŠB – Technická univerzita Ostrava, 2007. ISBN 978-80-248-1607-4.
- [4] KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3068-4.
- [5] PALEČEK, František, a kol. *Patofyziologie dýchání*. Vyd. 1. Praha: Avicenum, 1987. 312 s.
- [6] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje I*. Ostrava: Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3107-7.
- [7] UENOYAMA, Maki, Takemi MATSUI, Kouske YAMADA, Satoshi SUZUKI, Bonpei TAKASE, Shinya SUZUKI, Masayuki ISHIHARA a Mitsuyuki KAWAKAMI. Non-contact respiratory monitoring system using a ceiling-attached microwave antenna. *Medical*[online]. 2006, 44(9), 835-840 [cit. 2018-05-31]. DOI: 10.1007/s11517-006-0091-8. ISSN 01400118..
- [8] *Tenkovrstvé piezoelektrické senzory* [online]. fchi, 2008 [cit. 2019-04-28]. Dostupné z: https://fchi.vscht.cz/files/uzel/0010359/14_senzory_QCM.pdf?redirected
- [9] Venturiho efekt. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2019-04-28]. Dostupné z: https://cs.wikipedia.org/wiki/Venturiho_efekt
- [10] CHMELÁŘ, M.; DRASTICH, A.; ROZMAN, J. *Lékařská přístrojová technika II*. Vyd. 1. Praha: Nakladatelství technické literatury n. p., 1984. 180 s.
- [11] ROZMAN, J., a kol. *Elektronické přístroje v lékařství*. Vyd. 1. Praha: Academia, 2006. 408 s. ISBN 80-200-1308-3.
- [12] GUPTA, Amit K. Respiration rate measurment based on impedance pneumography. [online]. 2011 [cit. 2011-12-21]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/an/sbaa181/sbaa181.pdf>
- [13] The Making of Breathless [online]. 16.12.2010 [cit. 2019-04-30]. Dostupné z: <https://mfleisig.wordpress.com/2010/12/16/the-making-of-breathless/>
- [14] ADI Instruments [online]. [cit. 2019-04-30]. Dostupné z: <https://www.adinstruments.com/products/powerlab>

Přílohy: Vypracovaná laboratorní úloha

Teoretický úvod

V tomto cvičení budete mít za úkol zaznamenávat dechové pohyby pomocí piezoelektrického senzoru umístěného ve speciálním popruhu upevněného kolem břicha. Budete zkoumat různé aspekty dýchání včetně schopnosti zadržet dech, hyperventilace, zadýchávání a vztah mezi dýcháním a tepovou frekvencí



První přístroj na měření dechu byl vyvinut francouzským vědcem Étienne- Jules Marey. Zobrazoval pohyby hrudníku během dýchání.

Piezoelektrický jev

- Poprvé ho pozorovali v roce 1880 bratři Pierre a Jacques Curieové, kteří zjistili, že při stlačení krystalu turmalínu se objeví elektrický náboj.

- Je to schopnost krystalu generovat elektrické napětí při jeho deformaci.

- Může se vyskytovat pouze u krystalů, které nemají střed symetrie.

Využití piezo senzorů

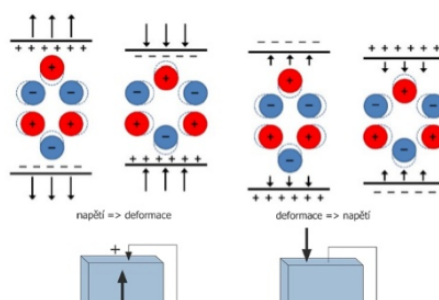
- Akcelerometry
- Snímače vibrací, chvění, hluku
- Reprodukory
- Mikrofony
- Snímače pro hudební nástroje

Cíle výuky

Na konci dnešního cvičení budete schopni popsat a vysvětlit:

- Princip piezoelektrického jevu
- Porovnání komerčního a námi vyrobeného senzoru
- Vliv přepínání kapacity na senzor
- Účinky hyperventilace na dýchání
- Účinky opakovaného vdechování vydýchaného vzduchu (rebreathing) na dechový vzorec
- Vztah mezi dýcháním a tepovou frekvencí

Piezoelektrický jev



Obrázek 27: Úvod



krystalu turmalínu se objevil elektrický náboj.

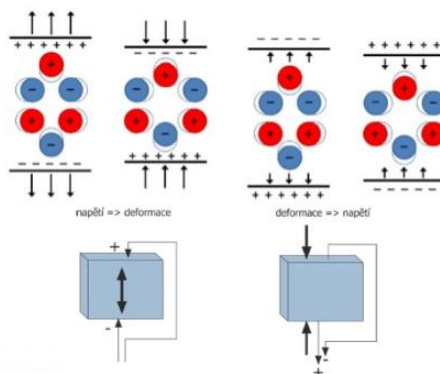
- Je to schopnost krystalu generovat elektrické napětí při jeho deformaci.
- Může se vyskytovat pouze u krystalů, které nemají střed symetrie.

Využití piezo senzorů

- Akcelerometry
- Snímače vibrací, chvění, hluku
- Reproduktoři
- Mikrofony
- Snímače pro hudební nástroje
- V zapalovačích pro vytvoření jiskry

Využití v biomedicině

ultrazvuk
rázová vlna

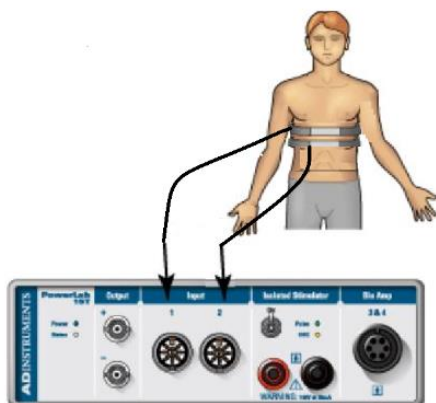


Zde můžete vidět piezo senzory používané v tomto měření. První 2 snímače jsou vybrané pro školní měření a 3 snímač je originální od výrobce.



Princip měření: Při nádechu se zvětší objem plic, to způsobuje roztažení hrudníku, které obepíná náš respirační senzor, na který reaguje natahová guma, která potom úměrně tlačí na piezo senzor, který už generuje napětí úměrnému k tlaku.

Obrázek 28: Úvod 2



Zapojte BNC konektor kabelu komerčního převodníku do vstupu č. 1 na předním panelu jednotky PowerLab. A druhý převodník do vstupu číslo 2. Na převodníku který bude zapojován do 2 vstupu musí být označen číslem 2.

Snažte se oba senzory napnout stejně

Cvičení 1

Úvod

Zde si znázorníme rozdíl mezi komerčním a školním senzorem.

Komerční senzor má zde k piezoelektrickému prvku paralelně zapojený kondenzátor o kapacitě 2,2 μF .

Školní senzor je vyroben s parametrově stejně velkým piezoprvkem. Má v sobě navíc přepínač který nejdříve než začnete měřit nastavíte na 2,2 μF .

Pozor!

Je důležité nezplést který senzor patří do kterého vstupu.

Třetí graf který uvidíte je absolutní hodnotou mezi grafem komerčním a školním.

Čtvrtý graf překreslí křivky obou senzorů přes sebe, ale nebere už v potaz rozdíl generovaného napětí.

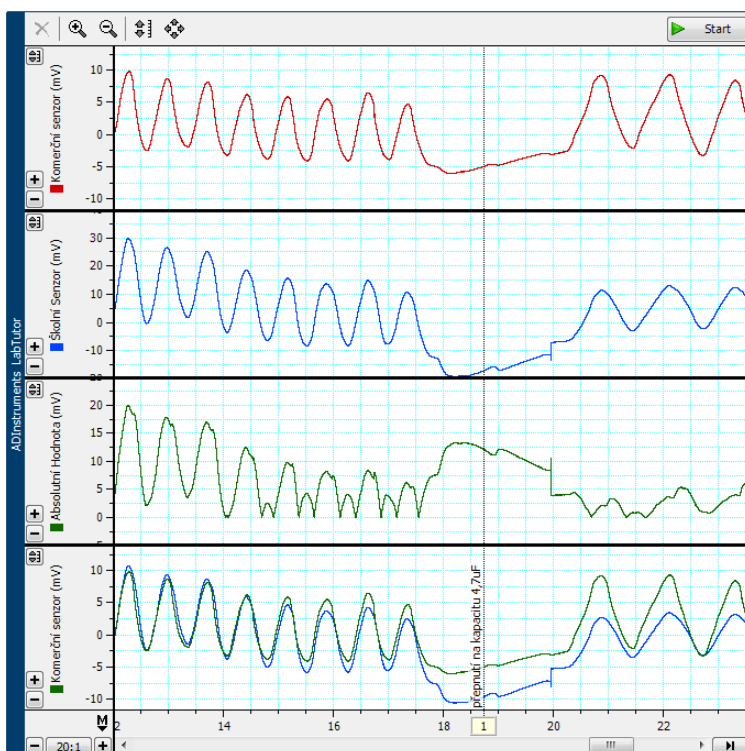
Postup

Upevněte dle obrázku respirační opasky kolem dobrovolníka či vašeho hrudníku.

Převodník musí být:

- umístěn zepředu těla na úrovni hrudi.
- dostatečně přitážen, tak, aby byl jemně napnut i když subjekt plně vydýchne.

Obrázek 29: Příprava k prvnímu měření



Cvičení 1

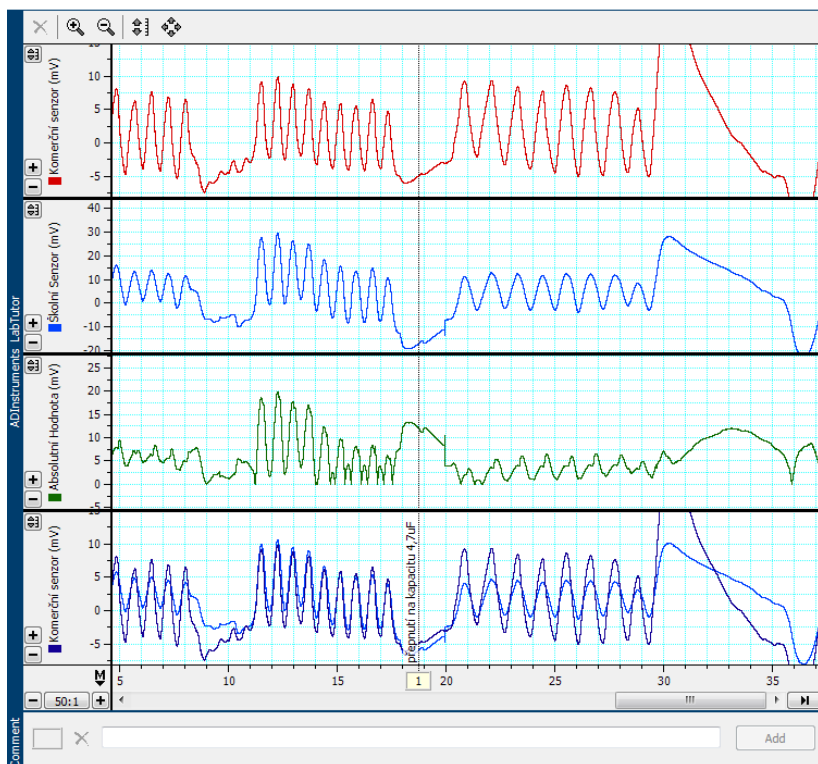
V tomto cvičení budete zaznamenávat normální i rychlé dýchání a dále budeme sledovat účinky zadržení dechu po nádechu a výdechu.

Při měření by se dobrovolník na kterém je měřeno neměl dívat do monitoru.

Postup

1. Klikněte na tlačítko Start.
2. Požádejte dobrovolníka, aby zhruba minutu dýchal rychle i pomalu. (Pozorujte viditelné změny na grafu)
3. Dýchejte minutu přirozeně
3. Požádejte dobrovolníka, aby se zhluboka nadechl a zadržel dech na tak dlouho, jak dokáže.
4. Poté dýchejte znovu přirozeně a počkejte až se ustálí dech
5. Nyní maximálně vydechněte a zadržte dech co nejdéle dokážete.
6. Po obnovení dechu přepněte kapacitu na spínači na hodnotu 4,7 μF a měřte cvičení znovu.
7. Po dokončení klikněte na tlačítko stop
8. Nyní klikněte na tlačítko auto scale

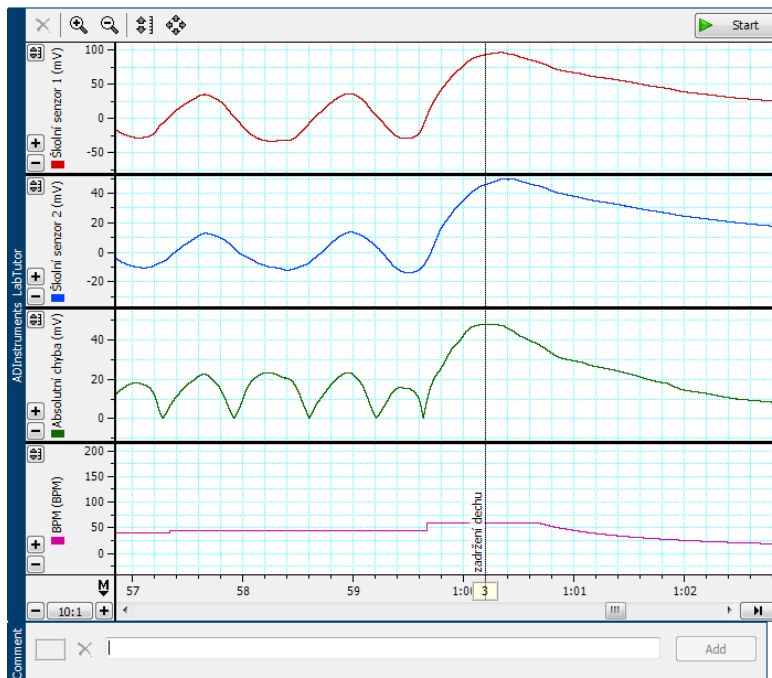
Obrázek 30: Měření 1



Analýza

1. Každou změnu v dýchání zobrazenou v grafu запиšte v commentu pro lepší názornost. Comment přidáte stisknutím tlačítka Add.
2. Sledujte pozorně rozdíly mezi senzory.

Obrázek 31: Analýza 1



Cvičení 2

V tomto cvičení zaznamenáte hyperventilaci s následným zadržením dechu a poté návrat do normálního dechového rytmu.

Nyní místo komerčního senzoru zapojte školní senzor označený číslem 1 do prvního vstupu a školní senzor číslo 2 nechte stále zapojený ve vstupu číslo 2

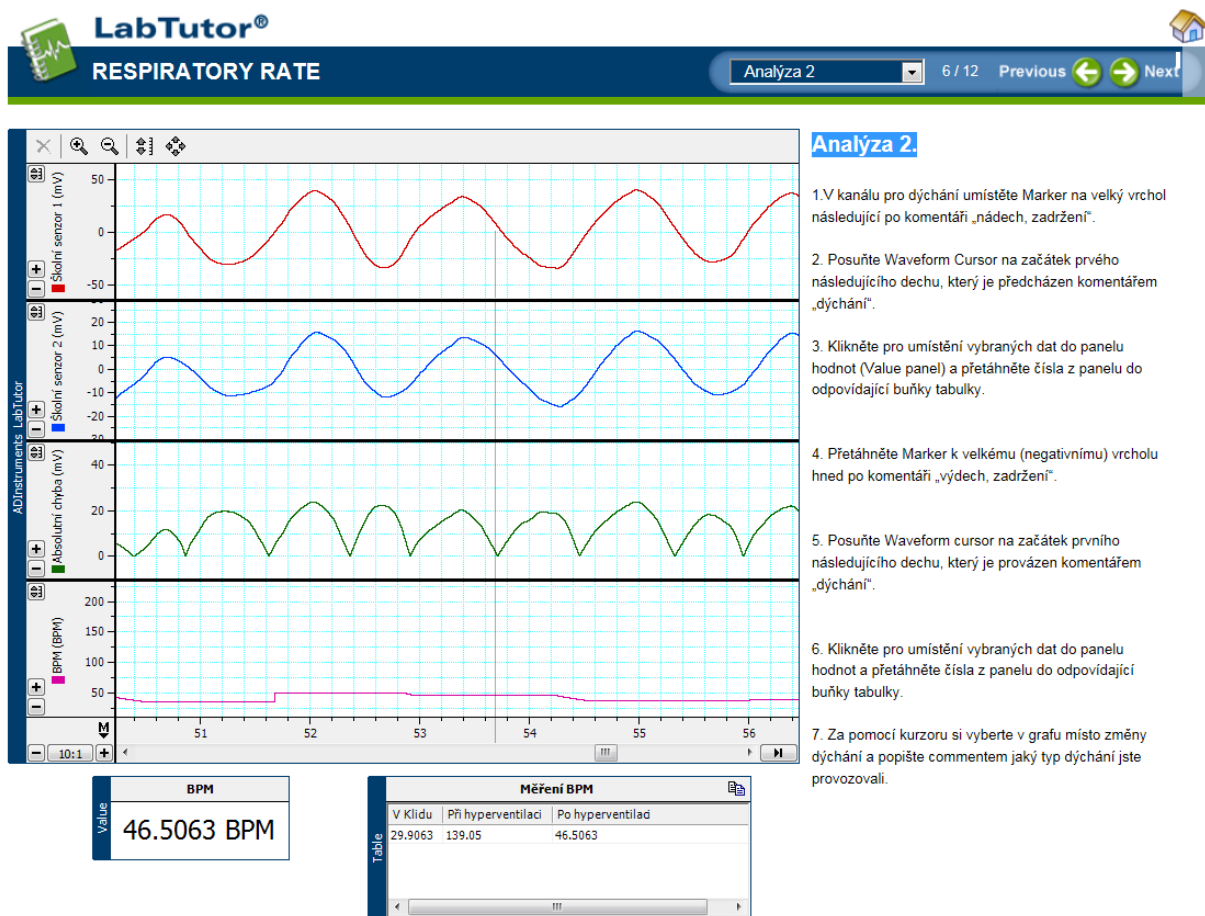
Nastavte na obou senzorech kapacity 2.2 uF

Školní senzor číslo 1 už není rozměrově stejný, ale má v sobě větší průměr senzoru. Zkuste si z grafu všimnout jaké rozdíly to udělá v měření a co to provedlo s absolutní chybou

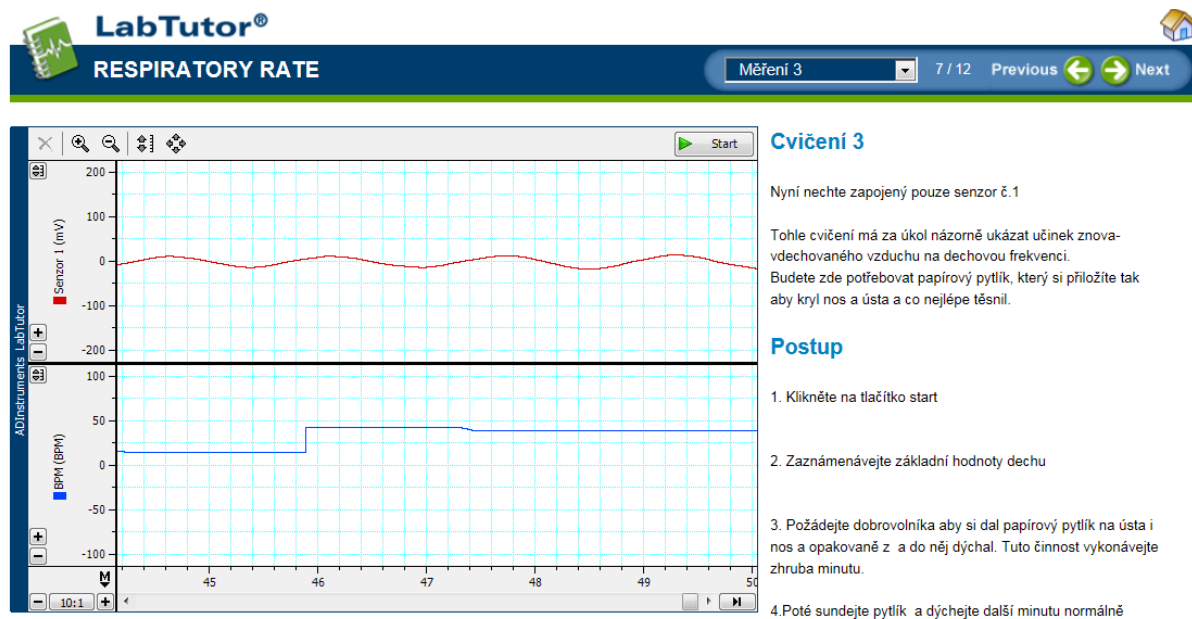
Postup

1. Klikněte na tlačítko Start.
2. Dýchejte minutu normálně
3. Zhluboka se nadechněte a zadržte co nejdéle dech.
4. Poté se vydýchejte do klidové dechové frekvence.
5. Nyní se snažte hyperventilovat po dobu 30 (pro správné měření je důležité hyperventilovat s co největšími nadechy)
6. Začněte znovu normálně dýchat
7. Počkejte, dokud se znovu neustálí normální dechový vzorec
8. Požádejte dobrovolníka, aby znovu hyperventiloval co nejrychlejším a nejlubším dýcháním po dobu 30 vteřin.
9. Po 30 vteřinách hyperventilace požádejte dobrovolníka, aby se zhluboka nadechl a zadržel dech na co nejdelší dobu.
10. Jakmile začnete znovu dýchat vypněte měření, přepněte kapacity na hodnotu 4,7 uF a měření zopakujte
11. Pomocí funkce comment a marker si každou změnu na grafu popište podle vykonávaného dýchání

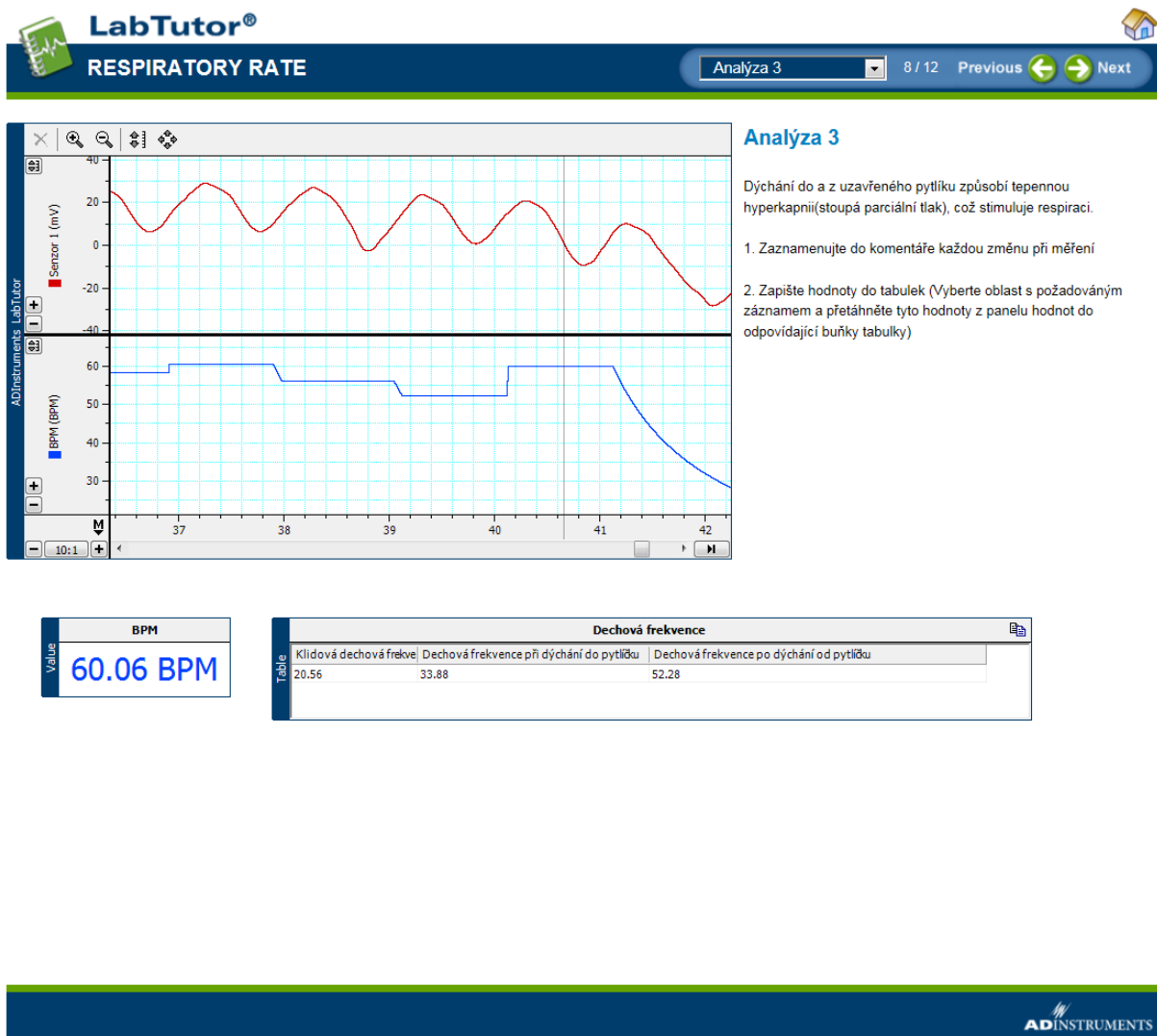
Obrázek 32: Cvičení 2



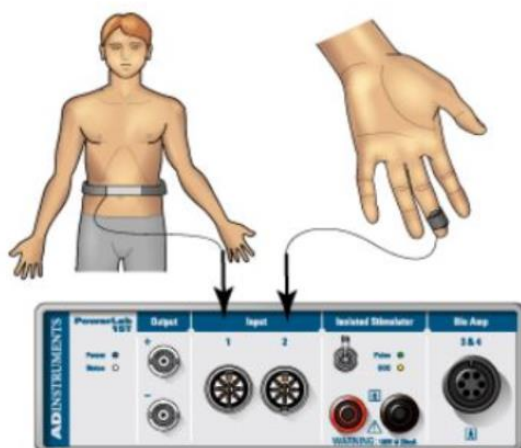
Obrázek 33: Analýza 2



Obrázek 34: Cvičení 3



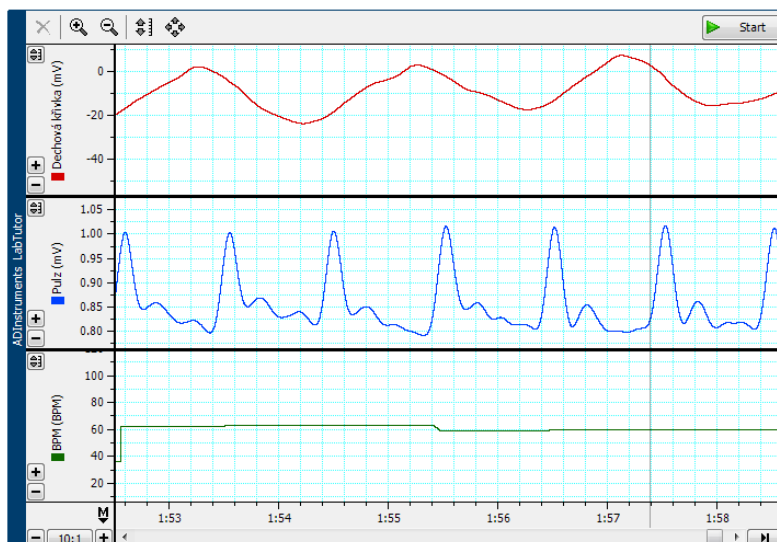
Obrázek 35: Analýza 3



Postup

1. Do vstupu 1 zapojte jakýkoliv snímač dechové frekvence
2. Do vstupu 2 připojte konektor převodníku prstového tepu k BNC vstupu 2. (Připevněte jej pevně aby jste cítili tep v něm)
3. Dejte převodník proti bříšku posledního článku prostředníku k jedné z rukou dobrovolníka. Použijte suchý zip a dotáhněte jej.
4. Ujistěte se, že osoba klidně sedí s rukama uloženými v klíně nebo na pracovním stole tak, aby byly minimalizovány pohyby převodníku.

Obrázek 36: Příprava k 4. měření



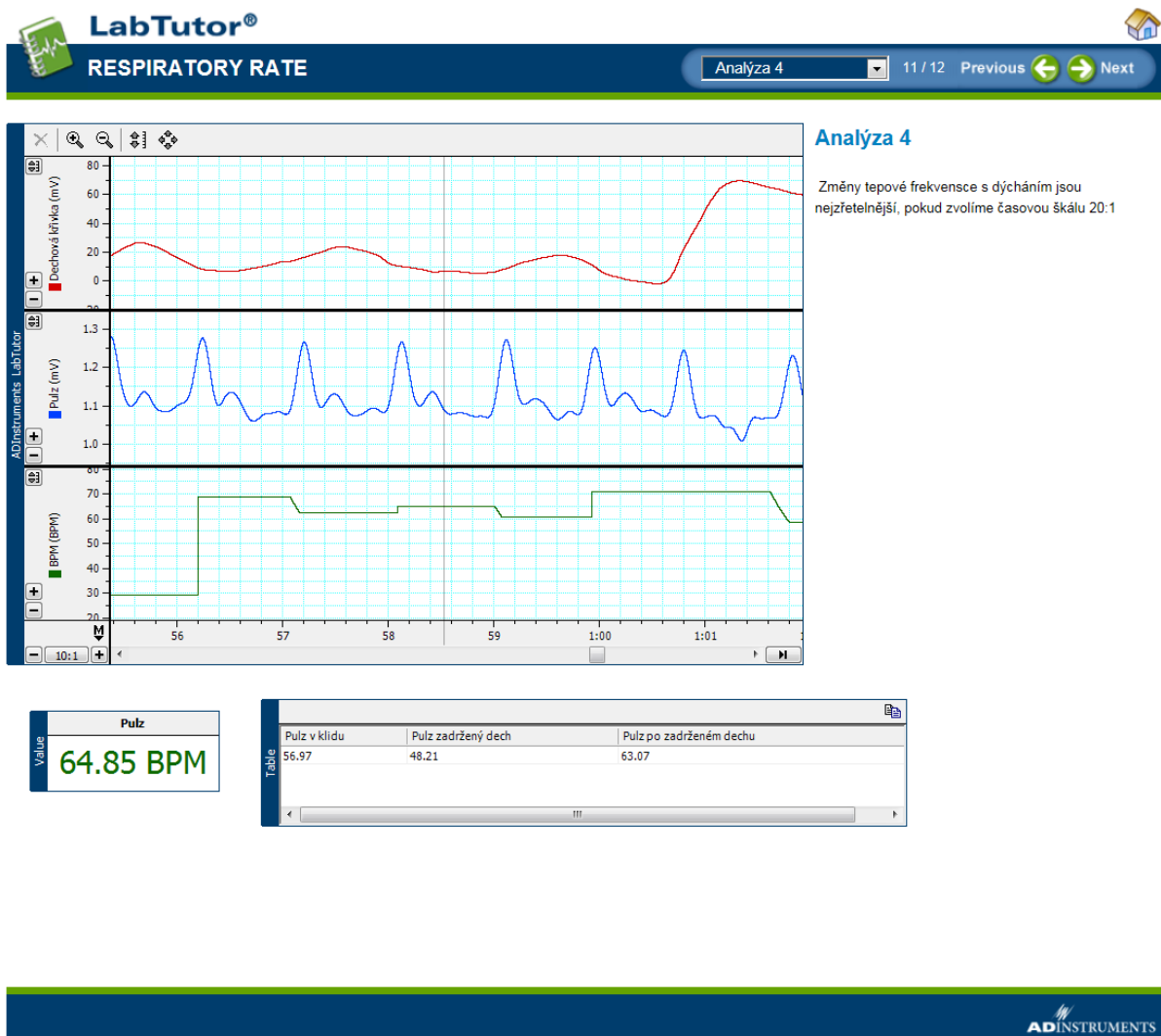
Cvičení 4

V tomto cvičení zaznamenáte a prozkoumáte účinek zadržení dechu na tepovou frekvenci

Postup

1. Kliknete na tlačítko start
2. Dýchejte pomalu a hluboce po dobu 2 minut
3. Nyní se nadechněte a zadržte dech na tak dlouho jak jen dokážete
4. Dýchejte chvíli přirozeně poté zastavte měření
5. Zaznamenané změny v dýchání v grafu okomentujte

Obrázek 37: Cvičení 4



Obrázek 38: Analýza 4

RESPIRATORY RATE - Protokol

Identification	Student Name (or ID)	Started	Now
		6:31 PM Apr 3, 2019	6:57 PM Apr 25, 2019
	User: bmeng Computer: BMENG-PC		

1. Popište princip piezoelektrického jevu

Je to schopnost krystalu generovat elektrické napětí při jeho deformování

2. Potřebuje piezoelektrický senzor ke své funkci napájení?

☐ Ano
☒ NE

3. Jakou funkci plní kondenzátor na piezo prvku?

Pomocí něj se zpomaluje růst i pád amplitudy

4. Popište jak by vypadal průběh bez kondenzátoru.

Strmý růst i pád

5. Kde se využívají piezoelementy v biomedicínském inženýrství?

Ultrazvuk, rázová vlna...

6. Popište jaké generují výstupní napětí všechny senzory

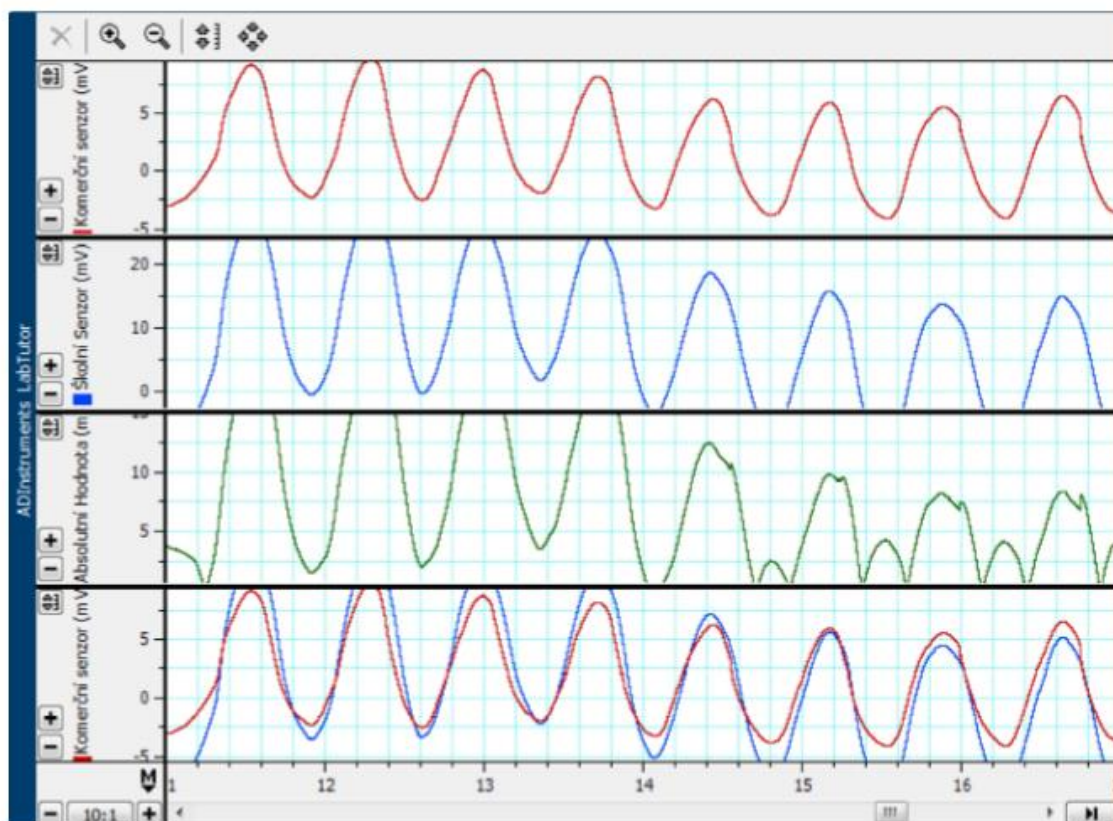
Komerční senzor adi generoval v tomhle měření maximálně 10mV
 Školní senzor se stejně velkým piezoprvkem generoval maximálně 30mV
 Školní senzor s větším piezoprvkem generoval maximálně 40mV

7. Co provede s hodnotou amplitudy na školním senzoru přepnutí na vyšší kapacitu?

Tím že se déle nabíjí způsobí pomalejší nárůst amplitudy takže je její hodnota nižší

Obrázek 39: Výsledný protokol 1

Cvičení 1



8. Svými slovy popište účinek zadržení dechu na charakteristiky následujícího dýchání.

Po zadržení dechu se mi zvýší následná dechová frekvence

9. Během které fáze respirace (zahájení zadržení dechu) může být dech zadržen déle?

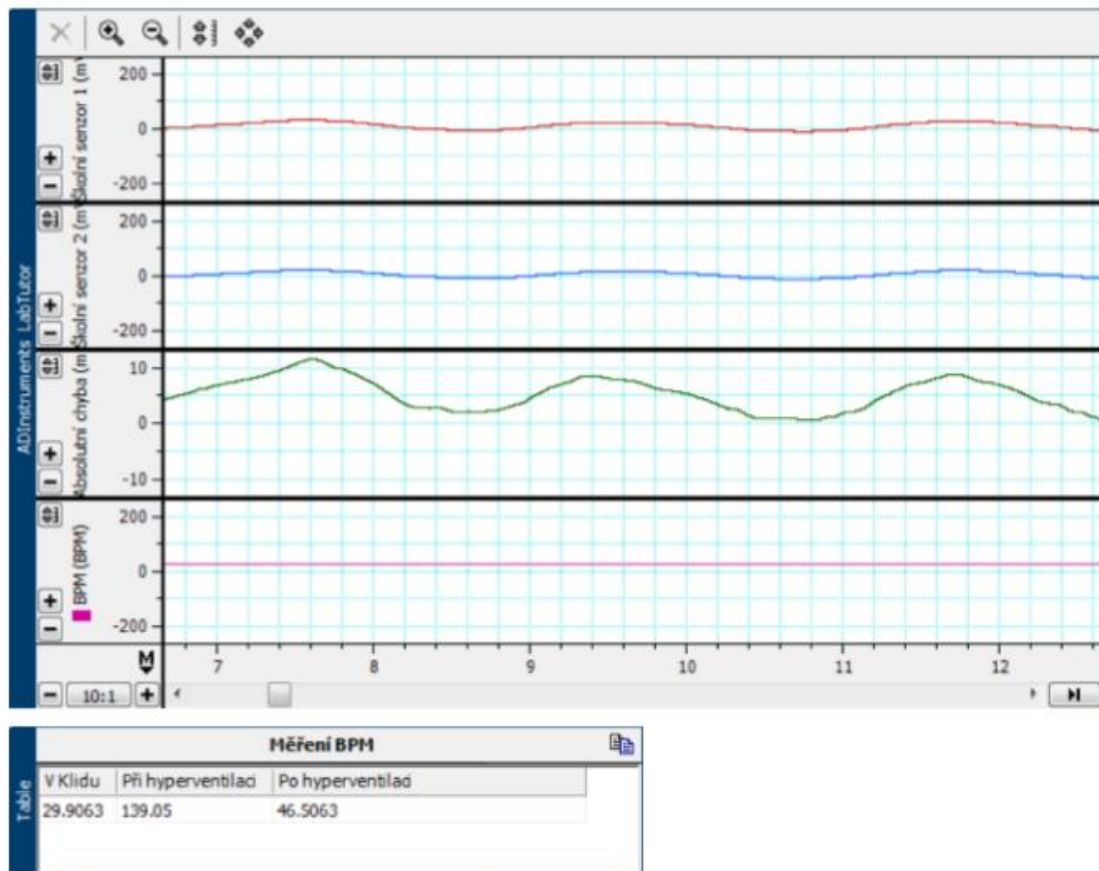
Při nádechu a následném zadržení dechu

10. Jaký vliv mělo na průběh grafu přepnutí na vyšší kapacitu kondenzátoru oproti komerčnímu senzoru.

Dechová křivka neměla tak strmý průběh jak komerční senzor

Obrázek 40: Výsledný protokol 2

Cvičení 2



11. Svými slovy definujte hyperventilaci.

Answer: druh dýchání který je výrazně rychlejší a hlubší než normální dýchání

12. Po hyperventilaci je možné zadržet dech na kratší nebo delší dobu?

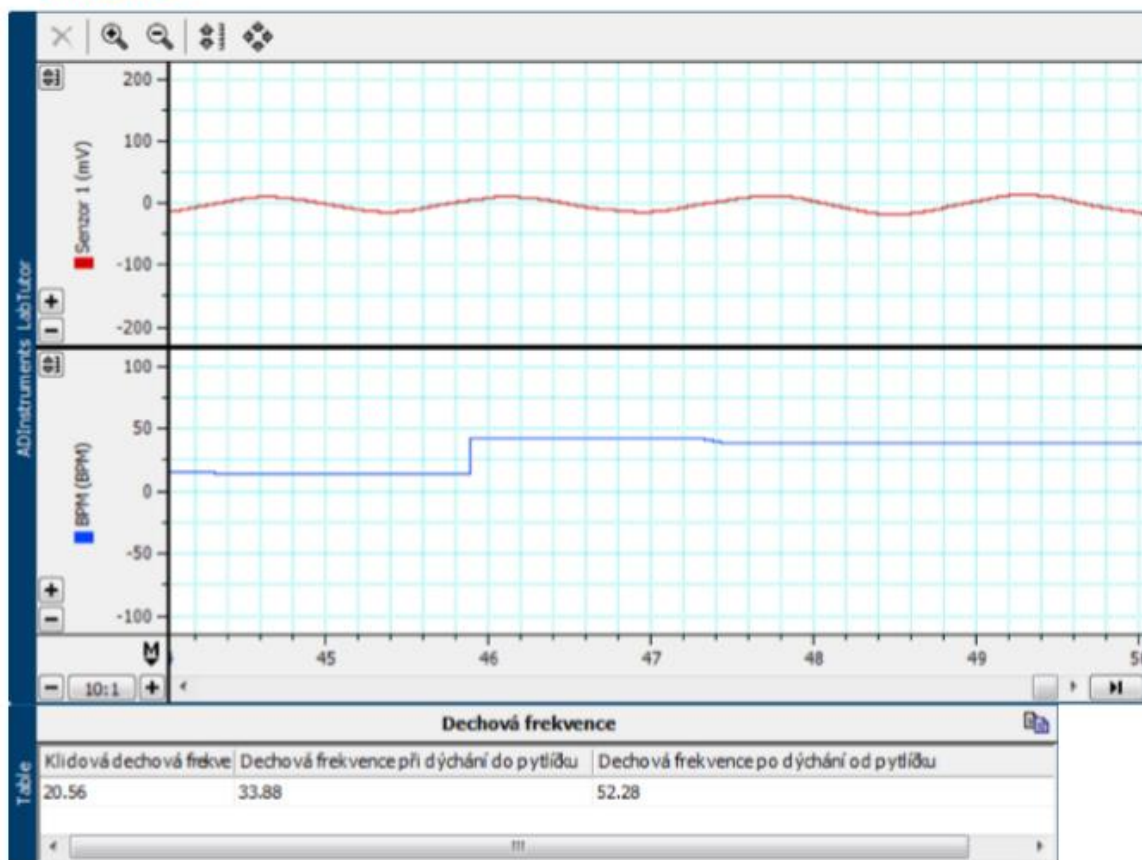
Answer: Kratší

13. Kdy může hyperventilace přinést významnou výhodu?

Answer: Před plaváním, protože sníží obsah oxidu uhličitého v krvi. Díky tomu není tak velký nepříjemný pocit při nedostatku kyslíku.

Obrázek 41: Výsledný protokol 3

Cvičení 3

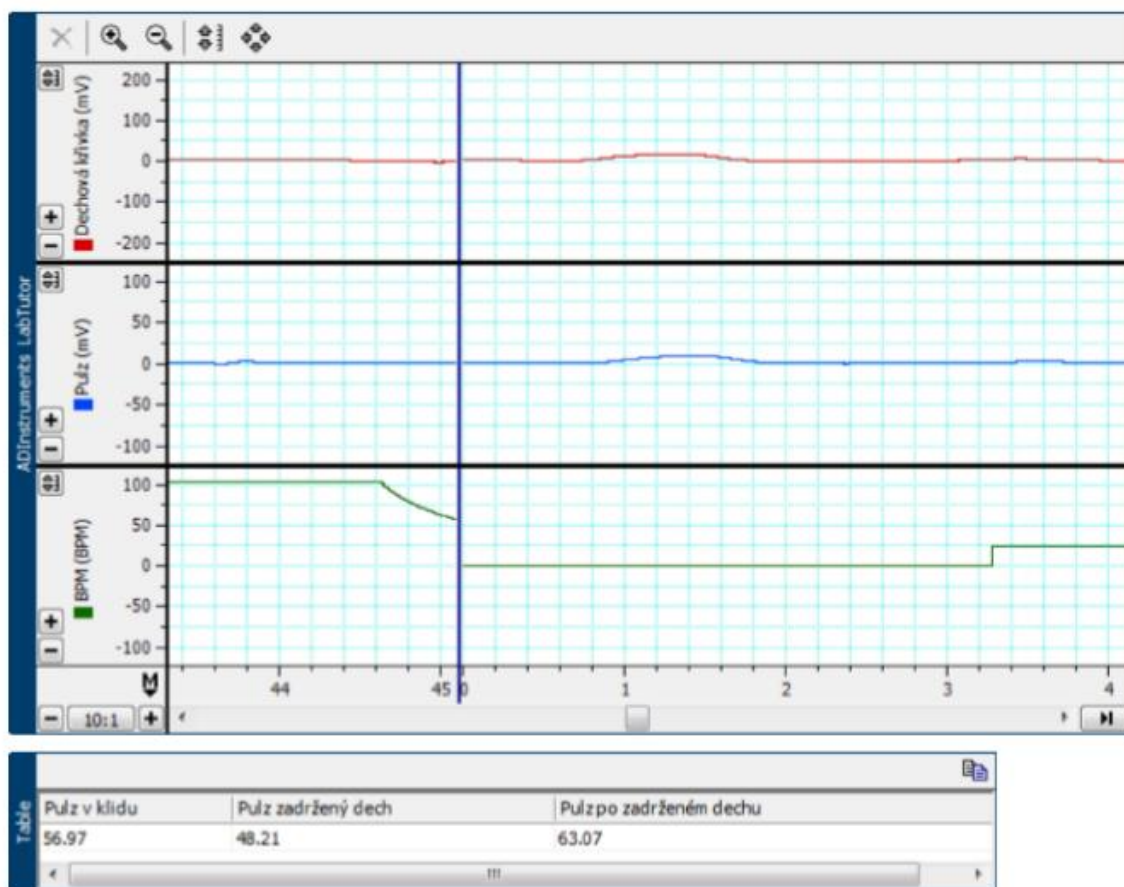


14. Popište co způsobilo za změny v dechové křivce a dechové frekvenci opakované dýchání z a do pytlíčku.

Vlivem ubývajícího kyslíku bylo vidět náznorné zrychlení dechové frekvence i zrychlení tepu.

Obrázek 42: Výsledný protokol 4

Cvičení 4



15. Proč se změnila tepová frekvence při zastavení dechu?

Answer Protože se nedostával kyslík do těla a oxid uhličitý z těla ven

16. Jaká je průměrná tepová a dechová frekvence v klidu ?

Answer tepová 60-80

Answer dechová cca 12

Pro uložení reportu:

Klikněte pravým tlačítkem myši tam vyberte tisk a PDFCreator/CutePDF

Po chvíli vyběhne místo na uložení protokolu.

Obrázek 43: Výsledný protokol 5